

UNTERSUCHUNGEN ZUR DOSISVERTEILUNG
SCHNELLER ELEKTRONEN DES BEATRONS
IN HOMOGENEN UND INHOMOGENEN MEDIEN

Yaghoub Khoschlessan

1974

Aus der Strahlenklinik der Universität Marburg/Lahn

Direktor : Professor Dr. Friedhelm Heß

Untersuchungen zur Dosisverteilung schneller Elektronen
des Betatrons in homogenen und inhomogenen Medien

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
des Fachbereiches Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Yaghoub Khoschlessan

Marburg 1974

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg am 5. Juli 1974
gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan : Prof. Dr. Oepen
Referent: Prof. Dr. Hess
Korreferent: Dr. Popp



INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	ALLGEMEINE PHYSIKALISCHE BETRACHTUNGEN	4
III.	METHODEN DER DOSIMETRIE	13
IV.	DOSISMESSUNG UND BESTIMMUNG DER DOSISVERTEILUNG :	18
	a) APPARATUR UND METHODIK DES VON HAGEMANN ENTWICKELTEN VERFAHRENS	
	b) TIEFENDOSISKURVEN-VERGLEICHMESSUNGEN	
	c) HERSTELLUNG VON ISODOSENKURVEN	
V.	DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN BEI BESTRAHLUNG GEWEBSÄQUIVALENTER UND INHOMOGENER MEDIEN	25
VI.	ZUSAMMENFASSUNG	30
VII.	LITERATURVERZEICHNIS	33



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I. EINLEITUNG

Seit mehr als dreißig Jahren beschäftigen sich viele Autoren mit den Möglichkeiten der Verwendung schneller Elektronen in der Strahlentherapie.

Die Fortschritte, die man erzielte, sind zwar recht erfreulich, aber gleichzeitig traten noch viele neue, vorwiegend physikalische Probleme auf.

In den Jahren 1931 - 1934 haben BARSCH, GLOCKER, LANGE und LANGENDORF die ersten Versuche durchgeführt, biologische Effekte mit schnellen Elektronen zu erzielen. Es zeigte sich eine grosse Wirksamkeit der Elektronen auf das bestrahlte Material. Die geringe Eindringtiefe machte jedoch die Fortsetzung dieser Versuche wenig aussichtsreich bis RAJEWSKY zur strahlenbiologischen Verwendung einer Hochspannungsanlage von 3 MeV überging, mit der intensive Elektronen- und Röntgenstrahlen erzeugt werden konnten.

1946 hat die Firma SIEMENS-REINIGER, Erlangen, den Bau von Elektronenschleudern für hohe Elektronenenergien aufgenommen, die für die tiefentherapeutischen Anwendungen schneller Elektronen, wie die Versuche von G. SCHUBERT 1947 gezeigt haben, von großer Bedeutung sind.

Die schnellen Elektronen wurden zunächst zur Therapie der Oberflächentumoren und der oberflächennahen Prozesse angewandt, weil hier ein homogenes Gewebe vorhanden ist.

Die erfolgreiche Anwendung für therapeutische Zwecke hat zur Voraussetzung, daß die Dosisverteilung im bestrahlten Objekt hinreichend bekannt ist. Es gibt zahlreiche Messungen von Tiefendosiskurven und Dosisverteilungen, allerdings stets in homogenen Stoffen, wie Plexiglas, Trolitul, Wasser oder ähnlichen mit homogener Dichte und Ordnungszahl.

Diese Ergebnisse sind insofern nicht auf die Praxis übertragbar, als im bestrahlten Organismus Variationen der Dichte (Gewebe-Lunge) und der Ordnungszahl (Gewebe-Knochen) gegeben sind. Außerdem herrschen hier andere Absorptions- und Streuverhältnisse, als im homogenen Gewebe. Wenn ein bestrahlter Körper Hohlräume oder Knochen enthält, ändert sich die Tiefendosiskurve. Bei Hohlräumen erstreckt sich die Tiefendosiskurve weiter in die Tiefe, bei zwischengeschaltetem Knochen mit höherer spezifischer Dichte aber ist die Eindringtiefe verkürzt. So zeigten z.B. WERNER und V.D. DECKEN, daß bei Bestrahlung des Gehirns durch die Schädelkalotte die Reichweite von 15-MeV-Elektronen um 6 mm verkürzt wird. Im Zusammenhang mit der Bestimmung der Dosisverteilung bei der Bestrahlung von Nebenhöhlengeschwülsten mit schnellen Elektronen wiesen SCHWAB, WERNER und KAESSE auf die Änderung des Isodosenbildes durch die Verkürzung der Reichweite durch Energieabsorption und die verstärkte Streuung der Elektronen infolge größerer Dichte des Knochens hin.

Später hat MARKUS in sehr sorgfältigen Untersuchungen die Abnahme der Eindringtiefe von schnellen Elektronen hinter Schichten nahezu knochenäquivalenten Materials (Schwefel) studiert und sich auch mit der Rückstreuung der Elektronen befaßt. POHLIT benutzte Graphit als "knochenäquivalentes" Material. BREITLING und VOGEL, die sich auch mit dem Problem der Dosisverteilung schneller Elektronen im inhomogenen Gewebe beschäftigten, fanden, daß "es bei der Durchstrahlung inhomogener Medien durch schnelle Elektronen zu einer starken Belastung leichten niederatomigen Gewebes durch benachbartes, schweres, höheratomiges Gewebe kommt bei gleichzeitiger Dosisverminderung in den Randabschnitten des dichten hochatomigen Mediums. Mehrere Autoren u. a. MARKUS, SCHITTENHELM und BREITLING haben Verfahren zur Bestimmung der Dosisverteilung entwickelt und an verschiedenen Gewebsarten äquivalenter Medien das Verhalten der Elektronen nach Eintritt in das Gewebe, ihre Verteilung, Streuung und Reichweite untersucht. In dieser Arbeit wird, nach Besprechung einiger physikalischen Grundlagen, versucht, mit Messungen an Modellfällen der Lösung der Probleme der Dosisverteilung in inhomogenen Medien näherzukommen. Auf Grund der hierbei gewonnenen Ergebnisse wird zur Frage der Verwendung von schnellen Elektronen in der Tiefentherapie Stellung genommen. Weiter wird gezeigt, daß die Nachbildung vieler in der Strahlentherapie vorkommender Fälle und die Messung ihrer Dosisverteilung eine der wichtigsten Voraussetzungen für eine erfolgreiche Anwendung der schnellen Elektronen ist.

II. ALLGEMEINE PHYSIKALISCHE BETRACHTUNGEN

Die therapeutisch anwendbare Elektronenstrahlung kann heute mit Linearbeschleunigern (Van de Graaf-Generatoren, Kaskadengeneratoren, Linearakzelleratoren-Linac) und mit Kreisbeschleunigern (Dynamitron, Betatron, Synchrotron) erzeugt werden.

Das Betatron erzeugt in den neuesten Ausführungen Energien bis 43 MeV. Der Grund zu der Entwicklung der sogenannten Hochvolttherapie mit den oben angegebenen Maschinen lag in der Erkenntnis, daß durch die Erhöhung der Beschleunigungsspannung eine höhere Elektronenenergie und dadurch eine tieferreichende Dosiswirkung zu erzielen ist.

Die Wechselwirkung der schnellen Elektronen mit der Materie, die sie durchsetzen, wird im wesentlichen durch zwei verschiedene Prozesse bestimmt:

1. Streuung der Primärelektronen
2. Energieverlust

1. STREUUNG: Allgemein gilt für die auf die Masseneinheit des Streuers bezogene Zahl der in einem bestimmten Winkelbereich gestreuten Elektronen nach BOTHE und MOLIERE:

$$N \sim \frac{Z}{E^2}$$

Der Einfluß der Streuung wird also umso stärker in Erscheinung treten, je höher die effektive Ordnungszahl des betreffenden Mediums und je energieärmer die Elektronen sind.

Die Streuung der Elektronen findet bevorzugt an den Atomkernen des Absorbers statt, wobei sich die Richtung der Elektronen > 5 MeV um einen Winkel φ ändert, wofür die Näherungsformel

$$\varphi = f \frac{\sqrt{x}}{E} \quad \text{nach POHLIT gilt.}$$

φ = mittlerer Streuwinkel

(mit zunehmender Ordnungszahl ansteigend)

x = Schichtdicke in cm

E = Elektronenenergie in MeV

f besitzt folgende Werte für $5 \leq E \leq 30$ MeV

Luft: $f = 3,5$

Wasser: $f = 100$

Einzelne Streuprozesse sind sehr häufig, so daß eine allmähliche Richtungsänderung des Elektrons mit zunehmender Körpertiefe zustande kommt, die jedoch nach der halben Reichweite zu praktisch isotoper Richtungsverteilung, d. h. zu vollkommener Diffusion der Elektronen führt.

Durch die seitliche Streuung erfährt das Elektronenbündel eine "pilzförmige" Ausweitung (ABB. 12). Diese Ausweitung ist nur bei den 10 bis 30%-Isodosen von Belang. Sie ist etwas größer bei niedrigen Elektronenanfangsenergien.

Die Rückstreuung kommt allein durch Änderung der Bahnrichtung d. h. durch eine große Zahl aufeinanderfolgender Einzelstreuakte mit geringer Ablenkung zustande (BREITLING). Die Rückstreuung ist in der Oberfläche sehr gering; sie steigt mit zunehmender Tiefe an, erreicht aber auch in größeren Tiefen keine nennenswerten Ausmaße.

2. ENERGIEVERLUST: Der Energieverlust der Elektronen beim Eindringen in die Materie kommt durch vier verschiedene Prozesse zustande:

- a) Anregung
- b) Ionisation
- c) Bremsstrahlungserzeugung
- d) Kernprozesse

Bei der Wechselwirkung schneller Elektronen mit der Atomhülle wird das Atom entweder angeregt oder ionisiert.

- a) Der Energieverlust durch Anregung tritt hauptsächlich bei kleinen Elektronenenergien auf. Für Energien um 1 MeV sind Anregungsverluste wesentlich größer als Bremsstrahlungsverluste.
- b) Im Falle der Ionisation kann ein großer Teil der kinetischen Energie auf das sekundäre Elektron übertragen werden. Da die am Stoß beteiligten Elektronen nicht individuell unterscheidbar sind, wird das nach dem Stoß energieärmere Elektron als Sekundärelektron (δ -Teilchen, sobald die Energie größer als 100 eV ist) bezeichnet. Der Energieverlust durch Ionisation ist die häufigste Form und für die Therapie sehr wichtig, denn die Strahlenwirkung geht über den Elementarprozeß der Ionisation.
- c) Der Energieverlust durch Bremsstrahlungserzeugung ist für Energien über 1 MeV von praktischer Bedeutung.
- d) Die vierte Möglichkeit des Energieverlustes durch Kernprozesse ist im Energiebereich zwischen 10 und 30 MeV zu finden. Er ist dem Absolutwert nach so gering, daß er bei der Berechnung kaum ins Gewicht fällt.

Der Gesamtenergieverlust eines Elektrons setzt sich also hauptsächlich zusammen aus dem Ionisationsverlust $\underline{J}$ und dem Bremsstrahlungserzeugungsverlust $\underline{S}$, wobei die beiden Anteile je nach Energie des Elektrons verschiedene Beiträge zum Gesamtenergieverlust leisten. Für die bei strahlentherapeutischen Maßnahmen in Betracht kommenden Elektronenenergien und die Ordnungszahlen der bestrahlten Medien ist der Energieverlust durch Strahlung stets kleiner als durch die Ionisation und Anregung ("unelastische Stöße").

Nach BETHE und HEITLER gilt für das Verhältnis der beiden Prozesse folgende Abschätzung:

$$\frac{-(dE / dx) \text{ Strahlung}}{-(dE / dx) \text{ Stöße}} = \frac{E Z}{800}$$

wobei E in MeV einzusetzen ist.

Aus Streuung und Energieverlust ergibt sich die Reichweite der schnellen Elektronen in Medien. Während die Intensität einer elektromagnetischen Strahlung bei Eindringen in die Materie exponentiell mit der Eindringtiefe geschwächt wird, haben Elektronen eine ganz bestimmte von der Energie abhängige Reichweite in der Materie. Diese bestimmt auch in erster Linie den Verlauf der Tiefendosiskurve.

Würden die Elektronen eines parallelen Elektronenbündels alle in gleicher Weise entsprechend ihrer Reichweite gradlinig in die Materie eindringen, so erhielte man eine Tiefendosiskurve wie sie in ABB. 1a dargestellt ist. Daß die Tiefendosiskurve tatsächlich nicht abrupt bei der Reichweite der Elektronen abbricht, sondern mehr oder

weniger sanft abfällt, hat seine Ursache darin, daß die Elektronen, wie vorher erwähnt, in der Materie gestreut, also in ihrer Richtung abgelenkt werden. Diese Ablenkung wird aber mit der steigenden Elektronenenergie immer geringer. Da die Wege der meisten Elektronen nicht mehr gradlinig in die Materie hineinlaufen, gelangen nur wenige Elektronen in die größtmögliche Tiefe R , die der maximalen Reichweite entspricht. Die Tiefendosiskurve ist also abgeflacht: ABB. 1b. Da die Elektronen nach einer Streuung schräg durch einzelne Materieschichten hindurchlaufen, ist die Energieabgabe in einer Schicht innerhalb eines Absorbers größer als an der Oberfläche. Die Dosis steigt also mit der Tiefe zunächst an, und so ergibt sich dann zusammen mit dem späteren Abfall ein unter der Oberfläche liegendes geringes Maximum in der Tiefendosiskurve: ABB. 1b .

Bei höheren Elektronenenergien als etwa 15 MeV treten bei der Streuung nur noch geringe Richtungsänderungen und damit verbundene Änderungen der Eindringtiefe der einzelnen Elektronen auf. Dafür aber gewinnt die Erzeugung von Bremsstrahlung und energiereichen Elektronen immer mehr an Bedeutung, so daß die Bahnen der einzelnen Elektronen aus diesem Grund verschieden lang sind und die Tiefendosiskurve langsam abfällt: ABB. 1c .

Die von den Elektronen in der Materie erzeugte Bremsstrahlung wird nur wenig geschwächt und ist die Ursache für einen "Bremsstrahlungsschwanz", der an das Ende der Elektronentiefendosiskurve anschließt. Die erzeugten energiereichen Sekundärelektronen bewirken den leichten Anstieg der Tiefendosiskurve unter der Oberfläche: ABB. 1d .

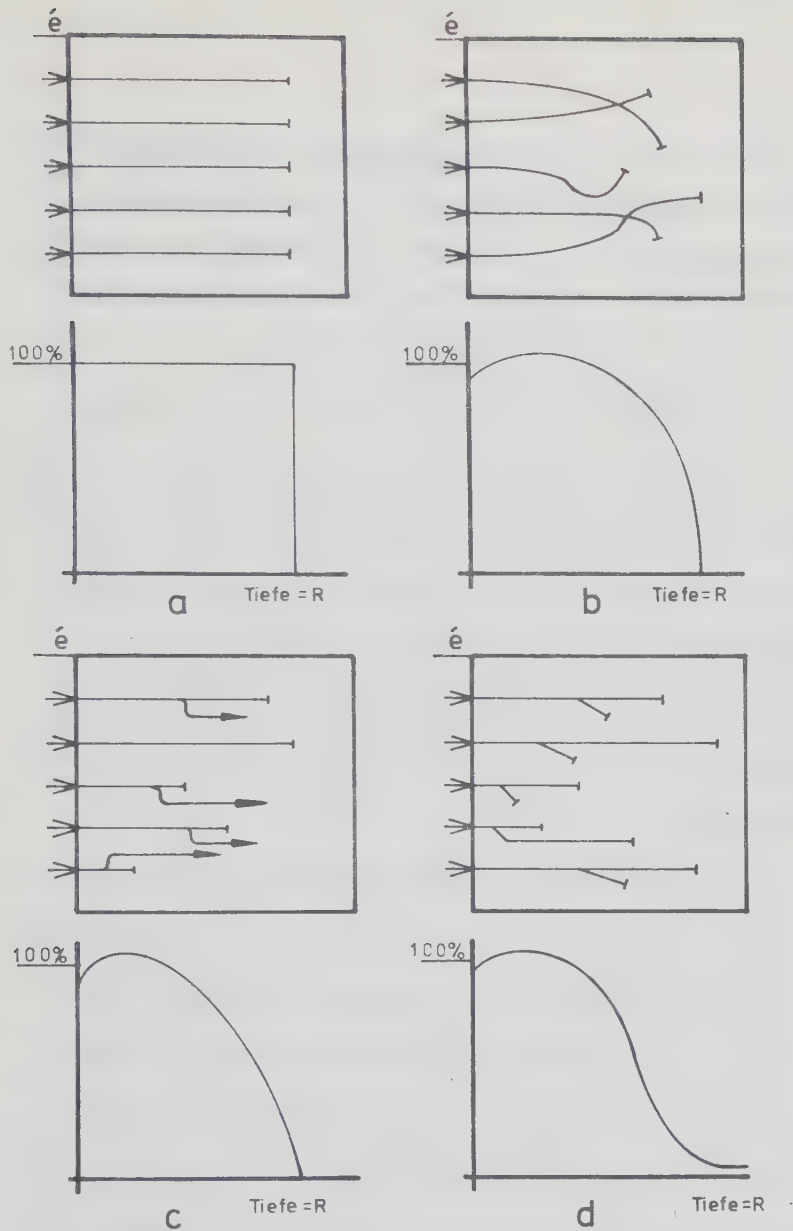


ABB. 1 : Elektronen-Tiefendosiskurven unter verschiedenen Annahmen über die Wechselwirkung der Elektronen mit der Materie (nach BREUER, HARDER, POHLIT - Naturforschung 13a, 1959) .

Alle diese Prozesse bestimmen gemeinsam - je nach der Elektronenenergie in verschiedenem Ausmaße - die Form der Tiefendosiskurve und damit die Dosisverteilung. Der Verlauf der Tiefendosis im homogenen Gewebe läßt sich demnach auf Energieverluste und Streuung zurückführen.

Die vorausgehenden Betrachtungen bezogen sich auf homogene Körper, wie Wasser oder Plexiglas. In der Tiefentherapie mit schnellen Elektronen hat man mit inhomogenen Gewebe zu tun - bestehend aus Weichteilgewebe, Knochen, Lunge-, die eine Änderung der Dosisverteilung im bestrahlten Gebiet hervorrufen. Daher muß bei der Bestimmung der Isodosen diesen Unterschieden Rechnung getragen werden. Ein Anhalt hierfür bietet die Beziehung, daß der Energieverlust der Elektronen annähernd proportional mit der Dichte der durchstrahlten Substanz wächst.

Würde man ausschließlich Knochen oder Lungengewebe durchstrahlen, würde sich das Isodosenbild, also Tiefenausdehnung und Abstand der Isodosen, in erster Näherung proportional mit der Dichte verkürzen oder verlängern. Knochen hat z.B. eine rund 1,3-fach größere Absorptionswirkung als Wasser. So entspricht ein 3 cm dicker Knochen in seiner Energieabsorption 3,9 cm einer Wassersäule. Er führt deshalb zu einem steileren Gradienten der Isodosen und zu einer Verkürzung der Reichweite um 0,9 cm. 5 cm Lungengewebe entspricht dagegen einer nur 1,8 cm hohen Wassersäule. Der Abstand der Isodosen vergrößert sich und die Reichweite der Elektronen steigt.

Grenzen zwei Medien aneinander, die sich in der Dichte oder Ordnungszahl bzw. in beiden Größen unterscheiden, so bewirkt die verstärkte Streuung in dem dichteren bzw. schweratomigeren Medium eine Verarmung der Elektronen in dessen Randgebiet. Gleichzeitig tritt in dem benachbarten leichteren bzw. leichtatomigeren Stoff eine Anreicherung an Elektronen ein.

POHLIT hat bei seinen Untersuchungen Materialien als Phantoms substanz gewählt, die eine Ähnlichkeit der Energieabsorption mit den Verhältnissen am menschlichen Körper aufwiesen. Für weiches Gewebe wählte er Paraffin, das auf 100 g 64g MgO enthielt. Anstelle von Knochen nahm er Graphit und für Lungengewebe ersatzweise Fichtenholz. BREITLING und VOGEL nahmen Plexiglas, Zellgummi und Schwefel als Äquivalente für Muskulatur, Lungengewebe und Knochen.

Die in der Radiologie verwendeten Phantoms substenzen sind stets Hilfsmittel der Dosimetrie, sei es, um die im gegebenen therapeutischen Falle schwer oder nicht zugänglichen Dosisverteilungen auszumessen, sei es, um übersichtliche Dosismeß- und damit Bestrahlungsbedingungen herzustellen. Die Benutzung eines Phantoms zur Bestimmung der Dosisverteilung setzt die Klärung der Frage voraus, in wieweit eine Phantoms substanz als "äquivalent" dem zu ersetzenden Gewebe gelten kann.

Als Äquivalenzkriterium gelten die gleichzeitige Erfüllung folgender Bedingungen:

1. Gleicher differentieller Energieverlust dE/dx der Elektronen und
2. gleiches Streuvermögen für Elektronen, gegeben durch den mittleren Streuwinkel.

Von einer brauchbaren Dosimetrie hat man zu fordern, daß sie neben Erfüllung oben genannter Bedingungen ein genaues Bild der räumlichen Verteilung der spezifischen Dosis im bestrahlten Körper zu liefern vermag, wenn dieser unter ganz bestimmten physikalischen Bedingungen bestrahlt wird.

Die "spezifische Dosis, D" wurde 1953 von MARKUS und PAUL als die im Volumen ΔV absorbierte kinetische Energie ΔE aller primären und sekundären Elektronen, bezogen auf 1 cm^3 des absorbierenden Mediums, definiert:

$$D = \Delta E / \Delta V \quad (\text{Erg/cm}^3)$$

Die spezifische Dosis - dem üblichen Dosisbegriff gleichgesetzt - als gegebene Energie pro Volumeneinheit ausgedrückt, ist proportional den lokalen Energieverlusten der Elektronen infolge unelastischer Stöße und damit der Dichte des absorbierenden Mediums. Weiter ist sie von der Zahl und der Energieverteilung der Elektronen abhängig. Die letzteren Größen werden aber durch die Bremsung und Streuung der Elektronen in den vorgelagerten Bereichen bestimmt. Die dahinter liegenden Schichten sind dagegen, wie experimentelle Untersuchungen von MARKUS und BREITLING ergaben, wegen der zu vernachlässigenden Rückstreuung schneller Elektronen in biologischen Geweben, für die Dosisverteilung ohne wesentlichen Einfluß.

III. METHODEN DER DOSIMETRIE

Von den zahlreichen Verfahren der Dosimetrie wurden zuerst die NEBELKAMMERAUFGNAHMEN zur Darstellung des Durchganges ionisierender Strahlen durch Gewebe benutzt. Diese Methode, deren Technik auf Sichtbarmachung einzelner Ionen und Ionenhaufen beruht, hat ihren Wert in dem hohen Auflösungsvermögen der Nebelkammer. Allerdings ist eine unmittelbare Übertragung der Verhältnisse in der Nebelkammer auf Gewebe nicht möglich, da die großen Dichteunterschiede einen Vergleich der Ereignisse, d. h. Bahnsuren, nicht ohne weiteres erlauben. Ferner kann in einer Nebelkammer nicht die gesamte Reichweite der schnellen Elektronen beobachtet werden.

Erst die Entwicklung der BLASENKAMMER hat es erlaubt, in einer Flüssigkeit nahezu beliebiger Ordnungszahl und ausreichenden Volumens, die Bahnspur schneller Elektronen auf einer Aufnahme in ihrer Gesamtlängesichtbar zu machen. Eine der für Strahlung hoher Energien (über etwa 3 MeV) am meisten angewandte Methode zur Messung relativer Dosisverteilungen beruht auf dem BRAGG-GRAY' schen Prinzip der IONISATIONSKAMMER in einem Phantom. Die Energiedosis -DL- in der Luft ist bekanntlich proportional der durch die Strahlung in der Luft erzeugten Ionenladung J . Für die Bestimmung von J über elektrische Strommessungen werden die handelsüblichen Fingerhutkammern benutzt.

Die Messung relativer Dosisverteilungen mit Ionisationskammern läßt ohne Berücksichtigung der zunehmendstärkeren Energieabhängigkeit des relativen Bremsvermögens von Medium zu Luft oberhalb von 1 MeV relativ ungenaue Ergebnisse erwarten. Der Grund dieser Ungenauigkeit ist die Polarisierung kondensierter Materie durch Elektronen, die mit zunehmender Dichte wächst (Polarisationskorrektur).

Die Berechnung der Dosis im Gewebe aus der Luftionisation erfordert daher die Berücksichtigung der Polarisationskorrektur. Der Polarisierungseffekt schneller Elektronen ist zwar heute quantitativ faßbar, jedoch variiert das seinen jeweiligen Betrag bestimmende Energiespektrum der Elektronen mit der Tiefe des bestrahlten Körpers und ist für einen beliebigen Beobachtungspunkt bisher weder theoretisch noch experimentell gut genug bekannt. Das bedeutet, daß zwar die Meßwerte einer Ionisationskammer der jeweiligen absoluten Elektronendosis proportional sind, der Proportionalitätsfaktor jedoch von primärer Elektronenenergie und Elektronenenergiespektrum und damit auch vom Meßort im Körper abhängt. Die "relative Dosisverteilung" gemessen mit einer Ionisationskammer muß also nicht exakt mit der zugrundeliegenden, wirklichen relativen Dosisverteilung übereinstimmen.

Der besondere Nachteil der Ionisationskammern liegt im Unvermögen einer hohen räumlichen Auflösung in den Regionen, in denen die Veränderung der Dosis schnell vonstatten geht.

Ein hohes räumliches Auflösungsvermögen bietet dagegen die FILMDOSIMETRIE mit Hilfe photographischer Emulsionen. Außerdem besteht hier die Möglichkeit, sonst schwer erfaßbare Gebiete (Ecken, Grenzflächen) in die Messung einzubeziehen.

Der Film zeigt aber auch einen nicht wesentlichen Nachteil: der komplizierte Vorgang der Entstehung und Entwicklung der Aufnahmen erlaubt nicht - wie bei der Ionisationskammer, bei der die Eichung nach BRAGG-GRAY-Theorie berechnet wird - eine theoretische Beziehung zwischen der optischen Dichte und der absorbierten Dosis aufzustellen. Es ist daher notwendig, eine Umeichung mit Hilfe einer Ionisationskammer vorzunehmen und durch Aufstellung einer Relation zwischen der Schwärzung und der Dosis die Eichkurve des Filmes zu messen.

Beim praktischen Gebrauch der Filmdosimetrie ist besonders die Energieabhängigkeit des Filmes, vor allem im niedrigen Energiebereich unter 2 MeV zu berücksichtigen. Nach Berechnungen von GLOCKER, DUDLEY und SCHITTENHELM ist die Schwärzung in diesen niedrigen Energiebereichen nur von der an die Emulsion übertragenen Energie abhängig. Die kinetische Energie der Elektronen ist dagegen ohne Ein-

fluß auf die Empfindlichkeit, d. h. die Schwärzung des Filmes. Für höhere Elektronenenergien, über 2 MeV, fanden MARKUS und PAUL, daß mit zunehmender Elektronenenergie die Empfindlichkeit für gleiche an die Emulsion abgegebene Energie abnimmt.

Bei der Untersuchung der Abhängigkeit der Filmempfindlichkeit vom Einfallswinkel der Elektronen stellten DUDLEY und DUTREIX fest, daß eine Änderung des Einfallswinkels gebündelter Elektronenstrahlen im Bereich über 1,5 MeV keinen bedeutenden Einfluß auf die Empfindlichkeit des Filmes hat.

Zum Schluß dieses Teils sollen noch zwei Methoden der Film-dosimetrie zur Bestimmung der Dosisverteilung schneller Elektronen im Gewebe kurz erwähnt werden :

1. Schrägfilmverfahren (1953 von MARKUS u. PAUL entwickelt)

Die Bestimmung der relativen Dosisverteilung wurde hier im festen Phantom mit Hilfe des Filmes vorgenommen. Als Phantom dienten zwei Klötze aus gut trockenem Hartholz(Dichte:0,65), die den Meßfilm zwischen ihren plangeschliffenen Flächen aufnahmen. Die Filmkante lag an der Vorderfläche der Klötze und seine Fläche lag in der Strahlachse. Die photometrische Auswertung ergab bei Bestrahlungen mit 2,3 und 4 MeV-Elektronen Dosismaxima in 3,6 und 8 mm Tiefe unter der Oberfläche. Da hierbei merklich verfälschende Einflüsse auftraten, vor allem in der Randzone des Filmes , bedingt durch dessen abweichendes Streuvermögen gegenüber seiner Umgebung, wurde zur Vermeidung derartiger Fehler der Film schräg zur Strahlachse gelegt und überragte die Vorderfläche des Phantoms. Der Bündelquerschnitt der einfallenden Elektronen wurde größer gehalten als die Reichweite der Elektronen. Die so erhaltenen Dosisverteilungskurven wurden auf die Strahlachse projiziert.

2. Parallelfilm-Verfahren (1963 , BREITLING und VOGEL)

Die Filme wurden bei diesem Verfahren in einem Phantom senkrecht zum Zentralstrahl parallel eingeordnet und einzeln bestrahlt. Als Phantoms substanz dienten: Plexiglas, Zellgummi und Schwefel. Die Abstände der Filme voneinander betrugen je nach Bedarf 2 bis 7 mm.

Die so belichteten Filme wurden einzeln photometrisch ausgewertet. Aus Photometerkurven wurden die Dosisverteilungen in den verschiedenen Tiefen gemessen und hieraus die Isodosenbilder in Richtung des Zentralstrahls konstruiert.

Wenn auch diese beiden Verfahren sich durch eine genaue Wiedergabe der Dosisverteilung im Gewebe auszeichnen, so ist doch der Aufwand zur Herstellung einer einzelnen Tiefendosiskurve , vor allem im zweiten Verfahren, sehr zeitraubend und umständlich.

Unter Zugrundelegung der Photometrie entwickelte HAGEMANN eine Methode, die mit Hilfe gewebesäquivalenter Phantomsubstanzen und des Filmes bei einer einmaligen Bestrahlung des Mediums in kürzester Zeit ein Diagramm der Dosisverteilung und einen genauen Aufschluß über die Verhältnisse im bestrahlten Phantom oder menschlichen Organ erbringt. Diese Methode ist die Basis der Messungen und Untersuchungen, die im zweiten Teil dieser Arbeit besprochen werden.

IV. DOSISMESSUNG UND BESTIMMUNG DER DOSISVERTEILUNG

a) Apparatur und Methodik des von HAGEMANN entwickelten Verfahrens

Als Elektronenschleuder stand ein 17 MeV-Betatron der Siemens-Reiniger-Werke Erlangen zur Verfügung, das eine Variation der Elektronenenergie im Bereich von 6 bis 16,8 MeV erlaubte.

Das Gerät zur Bestimmung der Dosisverteilung bestand aus einem Gehäuse, ABB 3, in dem $3 \times 3 \times 40$ mm große Plexiglasstäbchen, ABB 2, eingesetzt waren. Sie wurden durch eine lichtundurchlässige Abschirmung geschützt. Fünf Flächen eines jeden Plexiglasstäbchens waren mit aluminiumbedeckter Polyäthylenfolie verspiegelt. Das bei der Bc -Strahlung im Plexiglas entstandene Cerenkov-Licht gelangt direkt oder nach Reflexion an die sechste, diffus lichtstreuende Fläche eines jeden Plexiglasstäbchens und von da auf einen Registrierfilm, der dieser unverspiegelten Fläche anliegt.

Das Cerenkov-Licht entsteht, wenn atomare Teilchen, die eine elektrische Ladung tragen, ein Dielektrikum mit einer Dielektrizitätskonstanten größer als 1 passieren. Die Erzeugung dieses- teils ultravioletten, teils sichtbaren- Lichtes ist nur möglich, wenn die Teilchengeschwindigkeit relativ zur Lichtgeschwindigkeit größer ist als der reziproke Wert des Brechungsindex des dielektrischen Materials .

ABB : 2

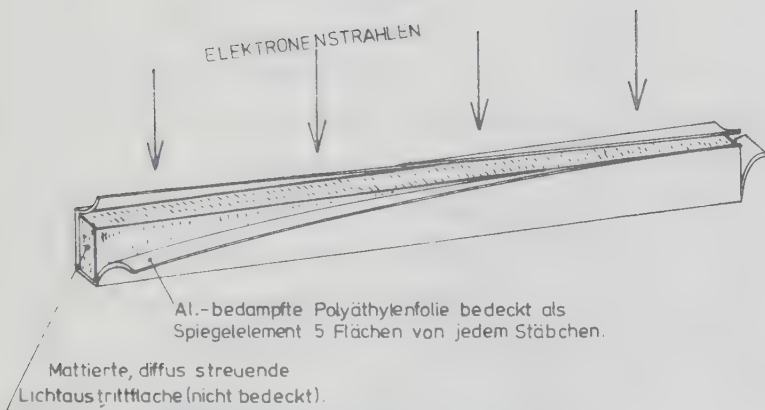
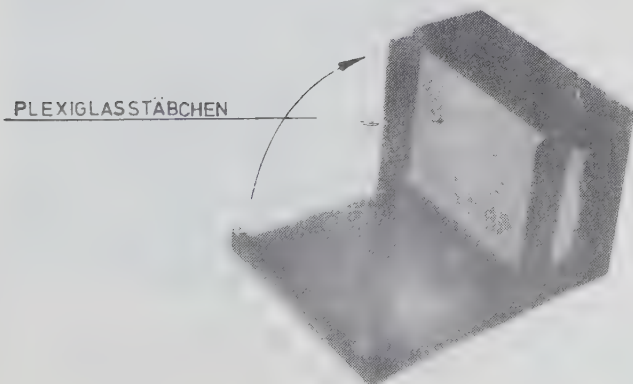


ABB : 3

geöffneter Phantomkasten



Da nun in diesem Fall die Geschwindigkeit der schnellen Elektronen größer ist als die Lichtgeschwindigkeit im Plexiglas, erzeugen sie bei ihrem Durchgang durch Plexiglas Cerenkov-Licht.

Arbeitet man im linearen Schwärzungsbereich einer Filmsorte, die für das grün-blaue Cerenkov-Licht sensibilisiert und gegen Röntgen- oder Elektronenstrahlung möglichst unempfindlich ist, so ist der gegen den Untergrund diskriminierte Schwärzungsverlauf dem Elektronendichteverlauf annähernd proportional, wenn die kinetische Energie der Elektronen genügend groß gewählt wird. HAGEMANN zeigte, daß zur Erfüllung der Bedingung konstanter Cerenkovlicht-Intensität für die untere Grenze der Elektronenenergie ein Wert von 630 KeV angenommen werden muß.

Tubus des
Betatrons

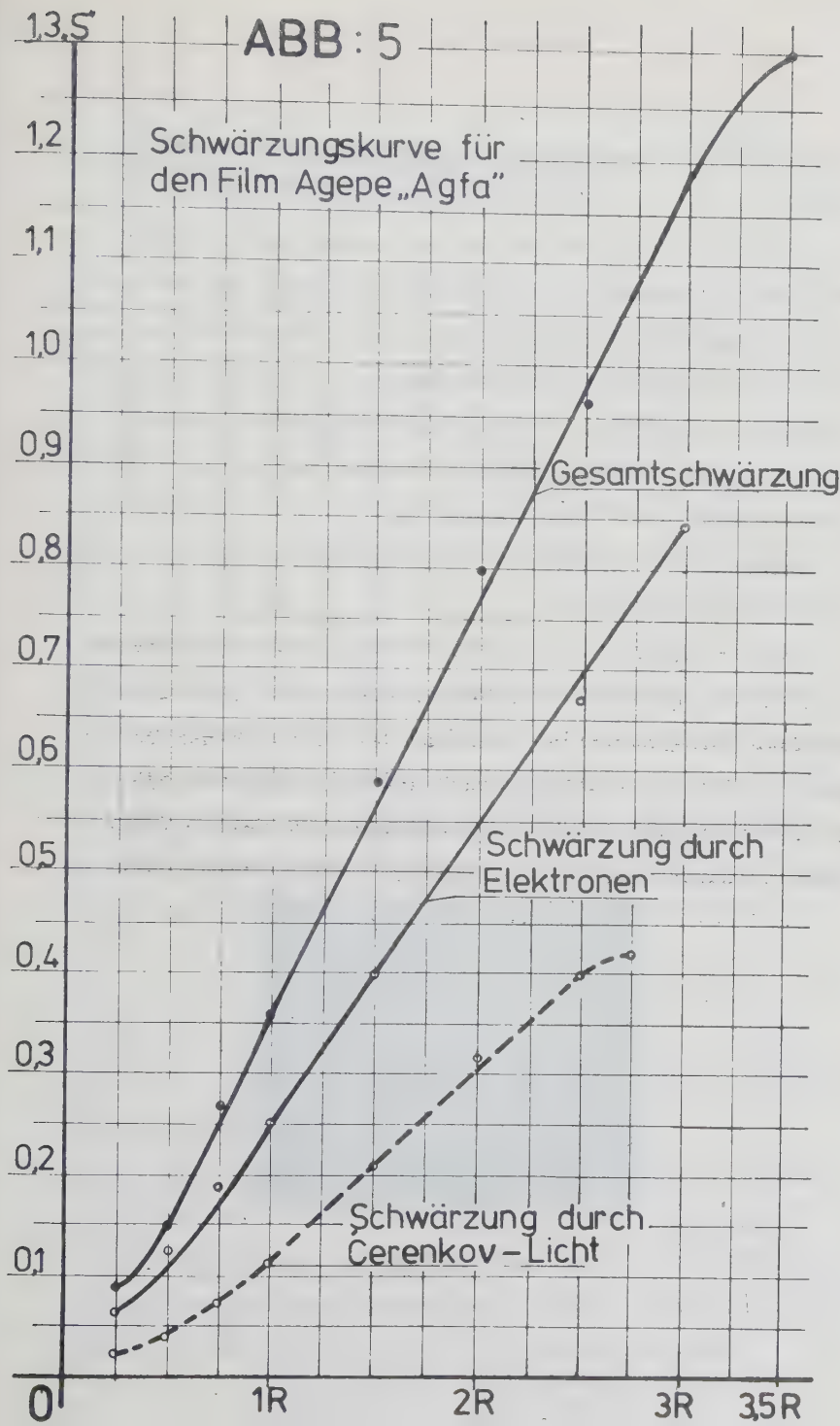
Phantomkasten



ABB. 4 : Anordnung der Apparatur zur Bestrahlung

ABB: 5

Schwärzungskurve für
den Film Agepe „Agfa“



Als Registrierfilm wurde der extrem feinkörnige AGEPE-Film (Agfa), der eine Emulsionsschichtdicke von 7μ und ein Auflösungsvermögen von 200 Linien pro mm hat, gewählt. Die Schwärzungskurve dieses Filmes ist im Bereich einer Schwärzung von 0,1 bis 1,2 eine Gerade. Da bei Bestrahlung mit 3 rad eine maximale Schwärzung von 1,1 erreicht wurde, lag diese noch im linearen Schwärzungsbereich. In ABB. 5 werden die drei erhaltenen Schwärzungskurven (Gesamtschwärzung, Schwärzung durch Elektronen und Schwärzung durch Cerenkov-Licht) für den Film AGEPE gezeigt.

Die Registrierung der allein durch die Elektronen bewirkten Schwärzung wurde durch Verschieben eines lichtundurchlässigen Papierstreifens zwischen der lichtstreuenden Seite der Plexiglasstäbchen und dem Film möglich. Die Elektronenabsorption des 0,05 mm dicken Papierstreifens konnte dabei näherungsweise vernachlässigt werden, ABB. 6.

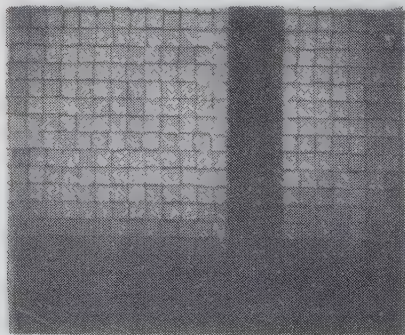


ABB. 6 : Positiv eines zur Bestimmung der Schwärzungskurven bestrahlten Filmes mit dem vorgeschobenen Papierstreifen

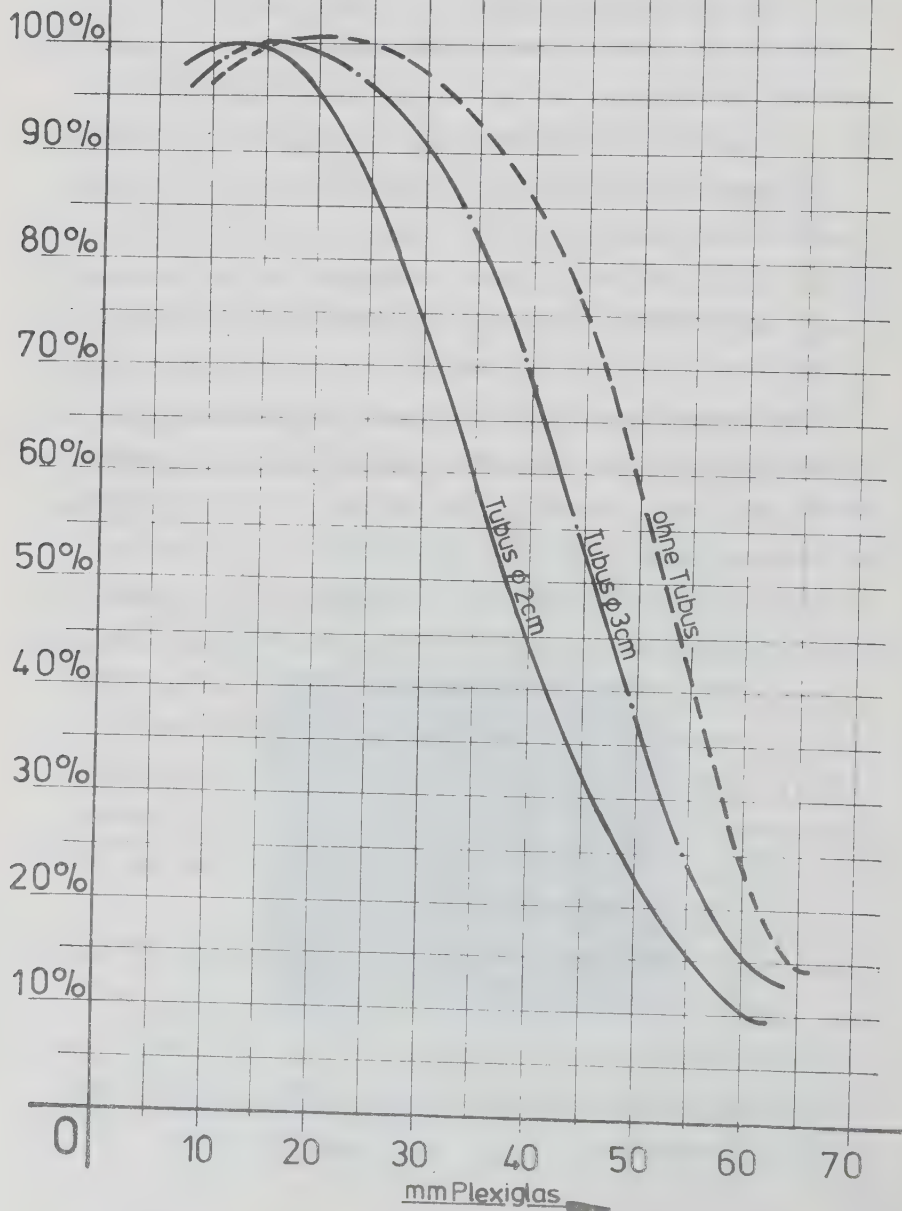
b) Tiefendosiskurven-Vergleichsmessungen

Die Form der Tiefendosiskurve wird nicht nur durch die verschiedenen Prozesse in der Materie bestimmt, sondern auch von der Energie und der Feldgröße. Mit steigender Energie nimmt die Eindringtiefe der schnellen Elektronen zu. Während die Höchstdosis im weichen Gewebe bei Bestrahlung mit einer Energie von 6,7 MeV in 15 mm Tiefe liegt, erreicht man die Höchstdosis in 20 mm Tiefe, wenn das Gewebe mit Elektronen von 10,5 MeV Energie und in 25 mm Tiefe, wenn es mit 15,0 MeV-Elektronen bestrahlt wird. Die Abhängigkeit der Dosisverteilung im Gewebe von der jeweiligen Feldgröße bei konstanter Energie wird in ABB. 7 veranschaulicht. Es zeigt sich, daß mit zunehmender Feldgröße eine Verschiebung der Höchstdosis in die Tiefe und so eine größere Reichweite der Elektronen erreicht wird. Die Divergenz des Elektronenbündels hat ebenfalls einen wesentlichen Einfluß auf den Verlauf der Tiefendosiskurve, wie die Untersuchungen von POHLIT zeigten. Wird das Gewebe in verschiedenen Abständen bei großem Felddurchmesser bestrahlt, so erhält man bei geringeren Abständen Tiefendosiskurven, bei denen der Abfall flacher und das Maximum zu geringeren Tiefen hin verschoben ist.

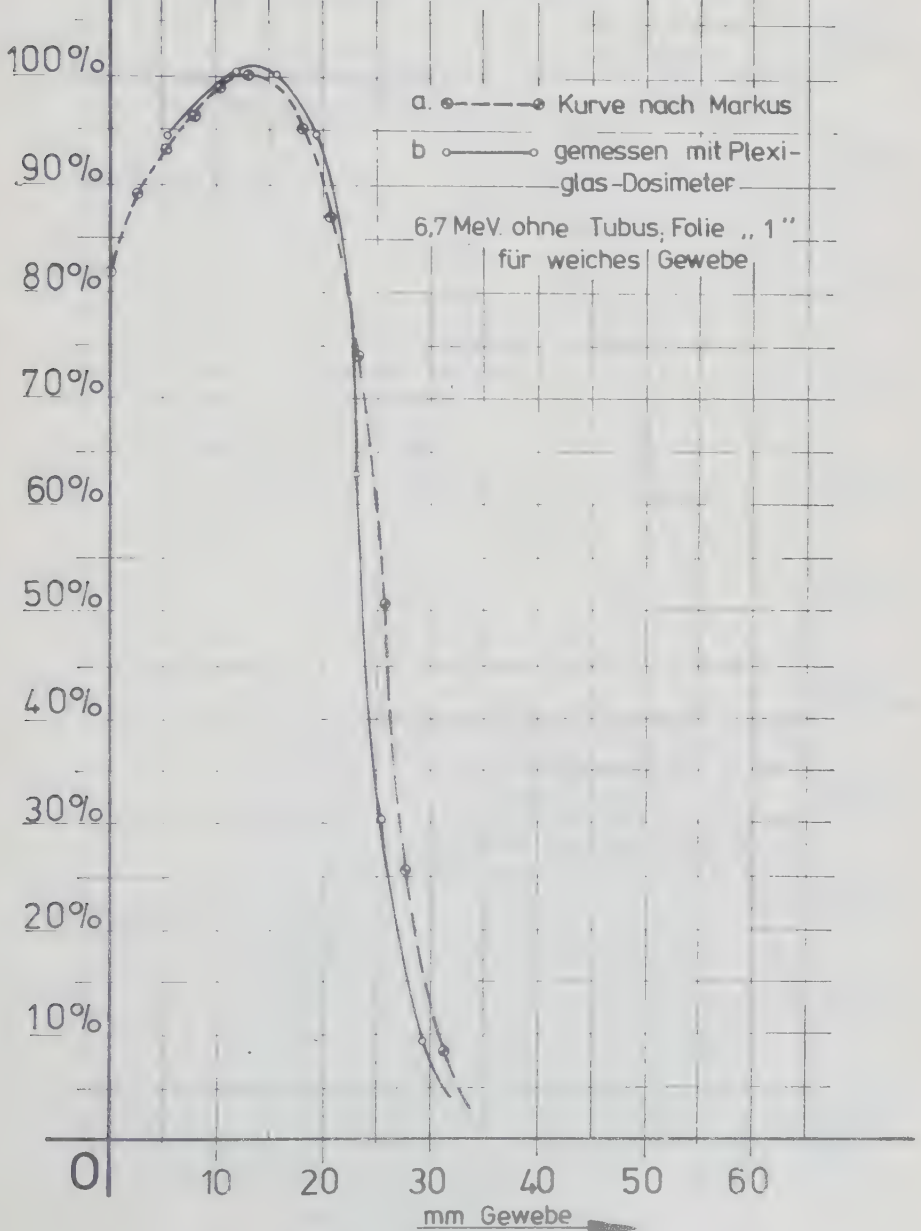
Die von mir durchgeführten Vergleichsmessungen zur Prüfung der Funktionsfähigkeit des Gerätes und damit Brauchbarkeit des Verfahrens werden in ABB. 7, 8, 9, 10, und 11 mit Ionisationskammer-Messungen von MARKUS und der Firma Siemens verglichen.

ABB: 7

Abhängigkeit des Dosisabfalls von
der Feldgröße - 15 MeV - ohne Folie



Tiefendosiskurvenvergleich



Tiefendosiskurvenvergleich

10,5 MeV. ohne Tubus, Folie, 2''
für weiches Gewebe

100%

90%

80%

70%

60%

50%

40%

30%

20%

10%

a. —●— Kurve nach Markus

b. ◇····◇ gemessen mit Ioni-
sationskammer

c. ○——○ gemessen mit Plexi-
glas-Dosimeter

0

10

20

30

40

50

60

mm Gewebe



Tiefendosiskurvenvergleich

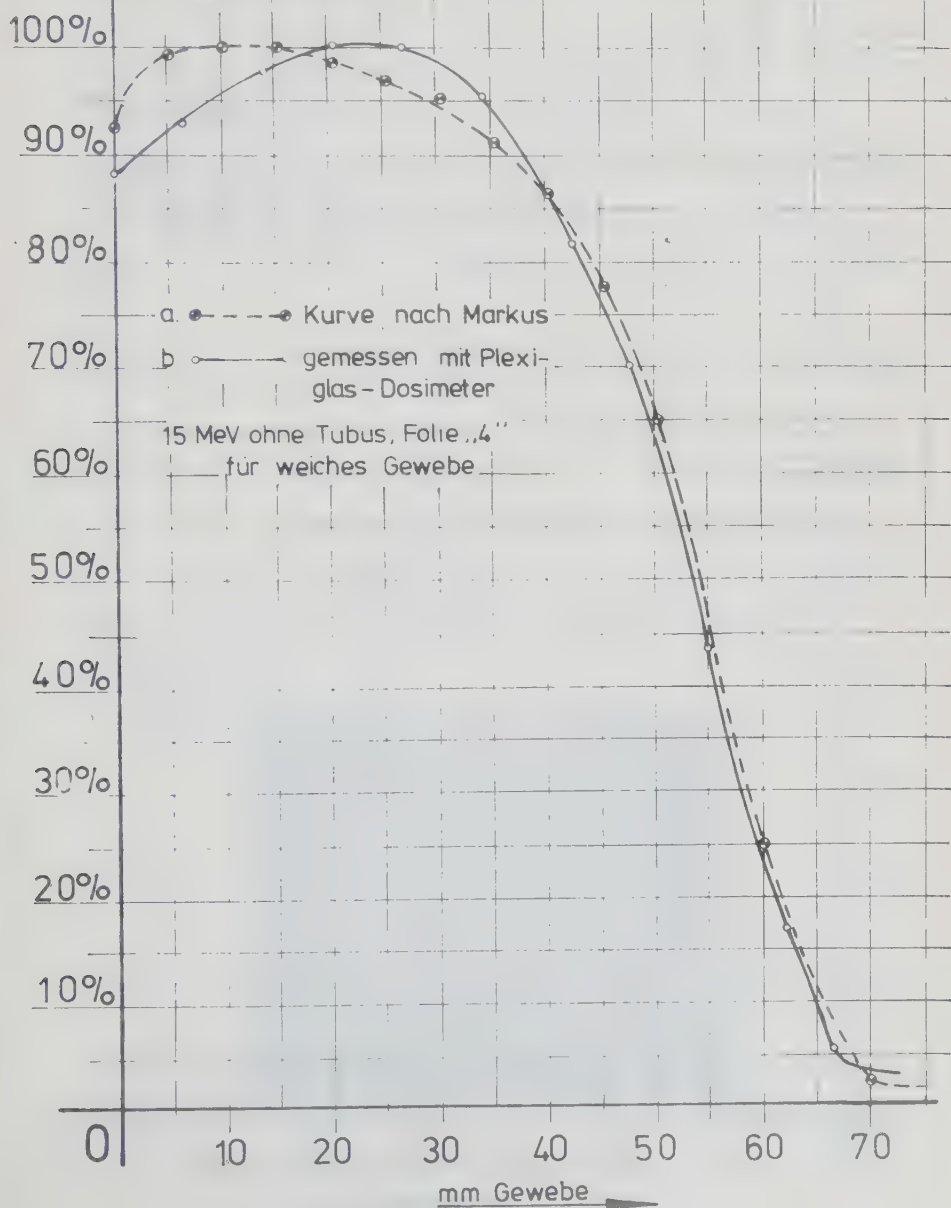
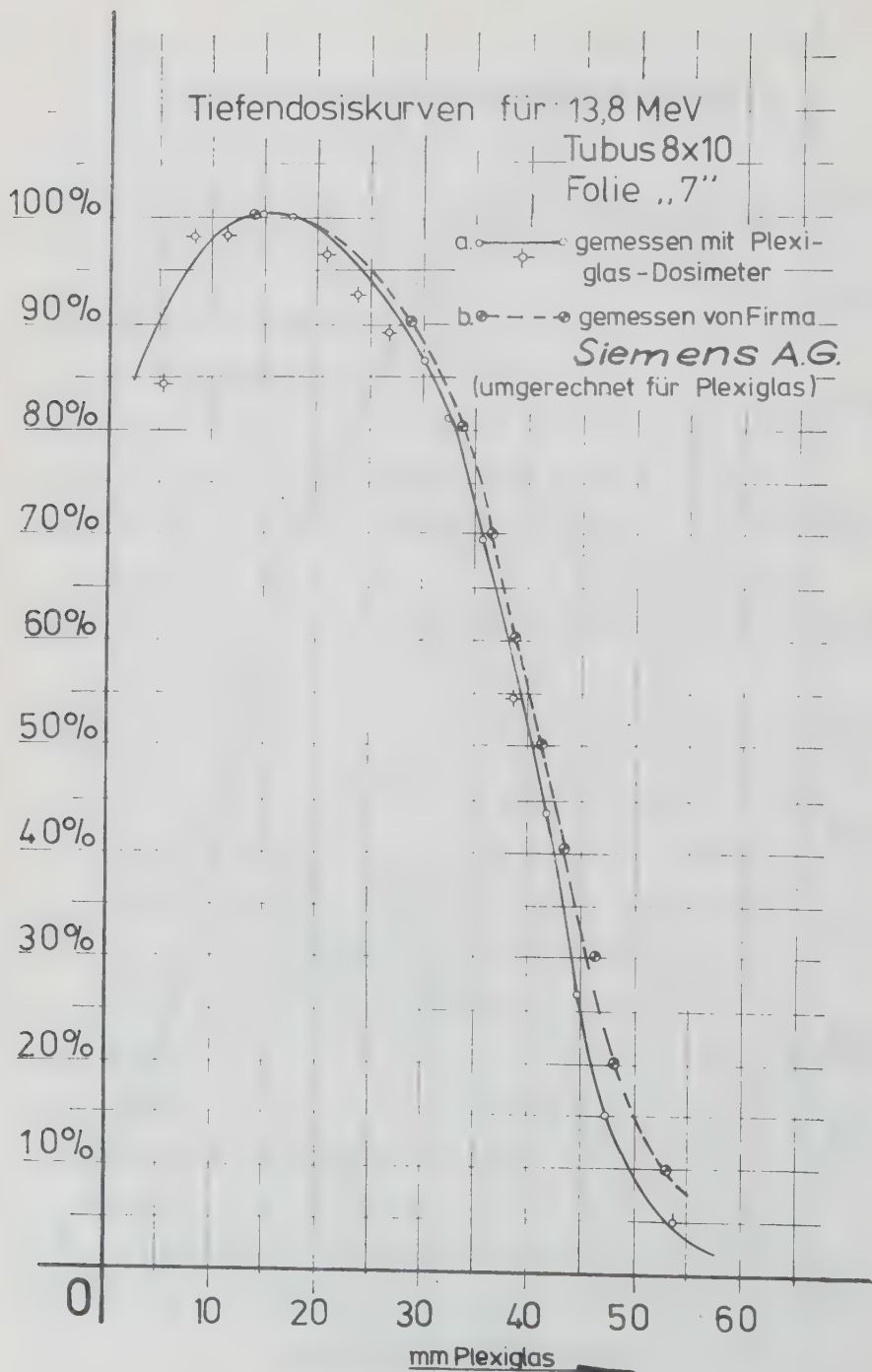


ABB: 11



Die Abweichung meiner Messungen von den Vergleichsmessungen mit der Ionisationskammer beträgt an der Oberfläche $\pm 3\%$. Diese geringe Differenz wurde vermutlich durch eine verschiedenartige Auswirkung des Aufbaueffektes auf Elektronenflußdichte und Ionisationsdosis verursacht. Durch die Variierung der Meßwerte auf ihr Maximum können die Differenzen für die geplante Anwendung hier außer Betracht bleiben.

Die erhaltenen Werte im Plexiglas sind für weiches Gewebe entsprechend der Dichte -1,05- umgerechnet.

Das Maximum und in der Tiefe gelegenen Meßpunkte stimmen bis auf 1-2% des Maximalwertes mit den Ionisationskammerwerten überein. Daher wird im folgenden vorausgesetzt, daß im therapeutisch anwendbaren Bereich der Elektronenreichweite eine hinreichende Dosisproportionalität zwischen der Gesamtschwärzung des Filmes und den Elektronendichtemessungen mit der Ionisationskammer besteht.

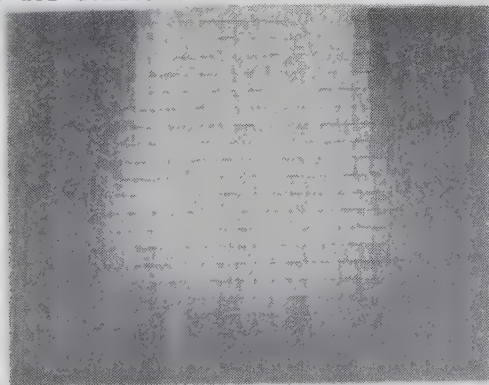


ABB. 12: Positiv eines mit dem beschriebenen Plexiglas-Film-Dosimeter erhaltenen Bildes

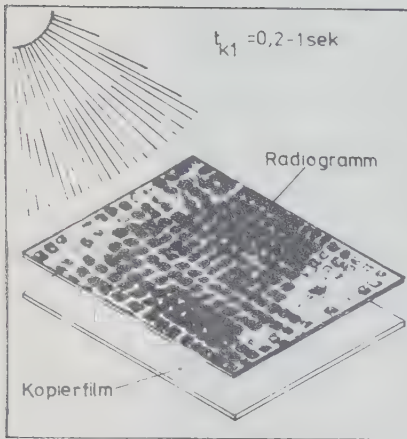
c) Herstellung von Isodosenkurven

Um von den belichteten Filmen Isodosenkurven gleicher Schwärzung zu erhalten, benutzte ich eine zeitsparende und billige Methode, nämlich den " SABATTIER-Effekt ". Hierzu wurde ein dünnschichtiger, extrahart arbeitender und sensibilisierter PERUTZ F 01 - Peruprint-Film benutzt. Die Zahl der Meßpunkte entspricht der Zahl der Plexiglasstäbchen.

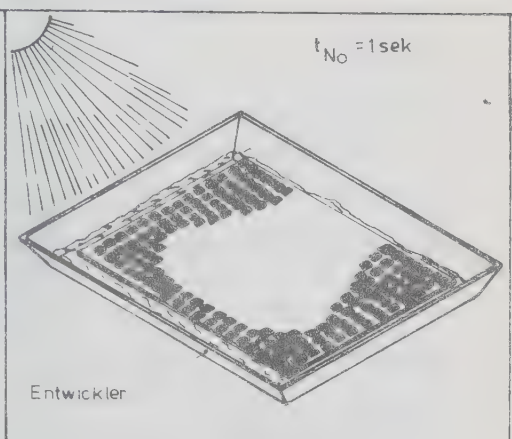
Methodik nach RAKOW : Von dem Radiogramm - z.B. ABB. 12 - stellt man eine Kontaktkopie auf dem hart arbeitenden Film her. Während dieser Film noch nicht ausentwickelt im Entwickler liegt, belichtet man ihn von oben diffus nach.

Dabei werden die noch nicht geschwärzten Stellen der Kopie entwicklungsfähig. Die bereits geschwärzten Stellen werden nicht beeinflußt. Nur an den Stellen des Schwärzungsüberganges entsteht der sogenannte " SABATTIER-Effekt ". Man kann dies so erklären, daß die vorher geschwärzten Silberkörner einen Teil der auffallenden Nachbelichtungsphotonen absorbieren. Dadurch entsteht nach dem erneuten ausentwickeln bei einer bestimmten Belichtung ein weniger geschwärzter Bereich, der bei der Kopie eine Kurve gleicher Schwärzung - eine Äquidensite - ergibt.

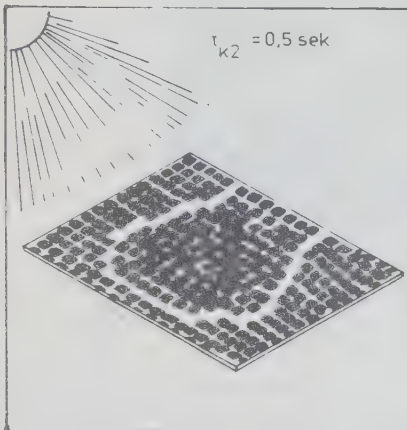
Entsprechend der Voraussetzung, das gleiche Schwärzung auch gleicher Dosis entspricht, liegt eine Isodosenkurve vor. Die Exponierungszeiten für die Nachbelichtung (t_N) und für die zweite Kopie (t_{K2}) werden einmal experimentell ermittelt und bleiben bei konstanten Arbeitsbedingungen



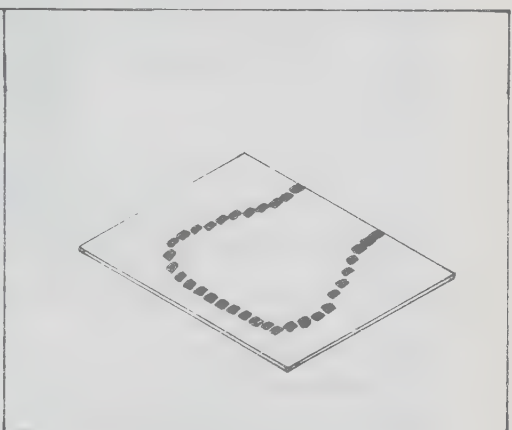
1. Kopieren



2. Entwickeln, Nachbelichten
und Ausentwickeln



3 Kopieren und Entwickeln



4 Isodosenkurve

HERSTELLUNG VON ISODOSENBILDERN

(schematische Darstellung)

immer konstant. Variiert man die erste Kopierzeit, t_{K1} , so liegen die Kurven immer bei anderen Schwärzungen des Radiogramms. Man erhält auf diese Weise eine große Zahl von Isodosenkurven, ABB. 13. Um den Dosiswert für eine Isodosenkurve zu bestimmen, kann man in verschiedenen Fällen Diagramme von definierten Strahlenfeldern benutzen.

In den ABB. 14 a, b und c werden das positive Bild des Radiogramms eines 15-MeV-Elektronenbündels, die dazugehörigen Isodosenkurven von 20%, 60% und 80% sowie das Diagramm der Tiefendosisverteilung im Plexiglas wiedergegeben. Zur nochmaligen Veranschaulichung werden in ABB. 15a und 15b die Isodosenkurven eines 15-MeV-Strahlenbündels unter anderen Bedingungen mit dem dazugehörigen Diagramm gezeigt.

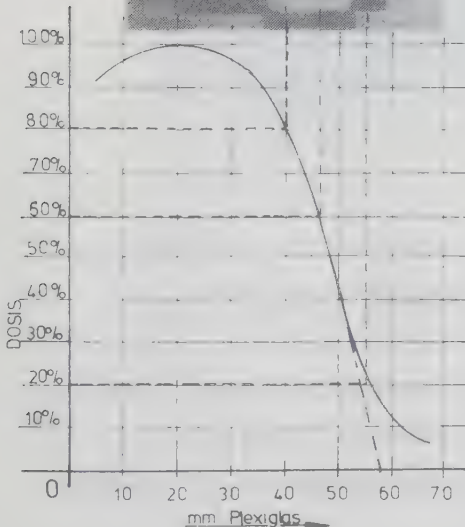
Bei der Beurteilung der auf diese Weise erhaltenen Isodosenbilder ist auch die Wahl des Bezugswertes von nicht geringer Bedeutung. Der Bezugswert der räumlichen Dosisverteilung wurde von verschiedenen Autoren in die Oberfläche und von manchen in das Dosismaximum gelegt.

Da an der Oberfläche des Phantoms die Intensität der Schwärzung etwas unterhalb des in 1-2 cm Tiefe auftretenden Höchstwertes liegt, und dieser Teil der Tiefendosisverteilung leicht durch gestreute Elektronen kleiner Energien beeinflusst wird, ist es ratsamer, eine konstante Intensität, eben das Dosismaximum, als Bezugspunkt zu nehmen, was auch häufig den praktischen Bedürfnissen entspricht.

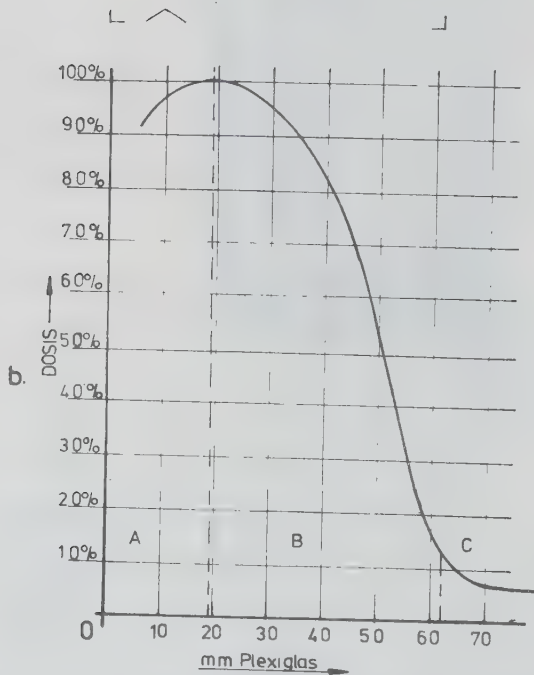
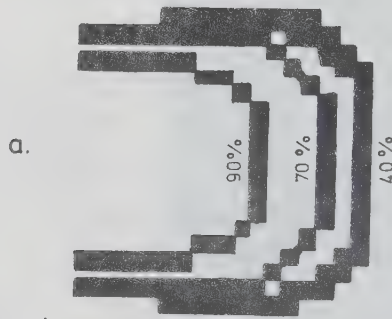
ABB.14

- a. Positives Bild eines Radiogramms (15 MeV, Folie 4, Tubus 6x10)

- b. Die an Hand des SABATTIER-Effekts hergestellten Isodosenkurven z.T. retuschiert



- c. Diagramm der Tiefendosisverteilung von 15-MeV-Elektronen im Plexiglas



a. Isodosenkurven von 15-MeV-Elektronen im Plexiglas
(Tubus 4,5 x 6 cm, Folie 0)

b. Diagramm der Tiefendosiswirkung von 15-MeV-Elektronen

ABB. 16



Die Anordnung der Apparatur zur Bestrahlung.
Die einzelnen Gewebsstücke liegen in einem
10 x 3 x 2 cm - Plexiglaskasten

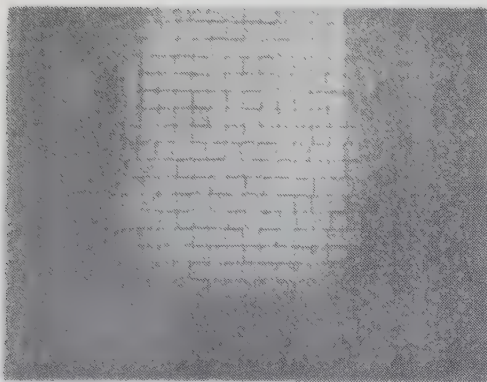
V. DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN BEI BESTRAHLUNG

GEWEBSÄQUIVALENTER UND INHOMOGENER MEDIEN

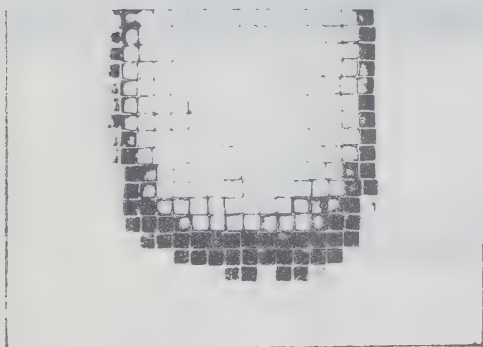
Nach der Feststellung der Brauchbarkeit des Plexiglas-Filmdosimeters wurden Messungen mit gewebsäquivalenten Medien und lebenden Gewebsteilen durchgeführt, um die relative Dosisverteilung der schnellen Elektronen in verschiedenen Geweben festzustellen und ihre Tiefendosis-kurve zu registrieren .

Zuerst wurde eine sog. Leeraufnahme hergestellt, mit der die Verteilung der Elektronen, wenn zwischen Strahlen- quelle und Plexiglas-Filmdosimeter kein Objekt lag, registriert werden konnte. Der Tiefstpunkt der 80% - Isodosenkurve liegt hier 40 mm unter der Oberfläche (ABB.17). Die zweite Aufnahme erfolgte unter den gleichen Bedingungen, nachdem ein Plexiglaskasten -1 cm hoch mit Wasser gefüllt- zwischen Strahlenquelle und Dosimeter eingeschoben wurde. Die 80%-Isodosenkurve liegt hier in 30 mm Tiefe. Durch Absorption der Elek- tronenenenergie im Wasser nimmt die Reichweite der Elek- trononen ab; die Dosisverteilung zeigt eine verminderte Eindringtiefe (ABB. 18). Bei Füllung des Behälters bis zur Höhe von 2 cm mit Wasser reicht die Tiefe der 80%-Isodosenkurve bis 20 mm unter die Oberfläche(ABB. 19). Bei Bestrahlung eines Objektes aus mehreren Medien mit verschiedenen Dichten (inhomogenes Gewebe) verhält sich

ABB.17



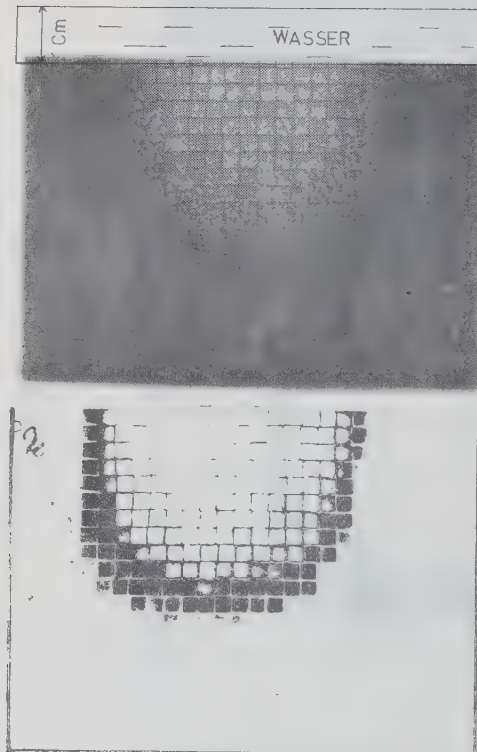
a.



b.

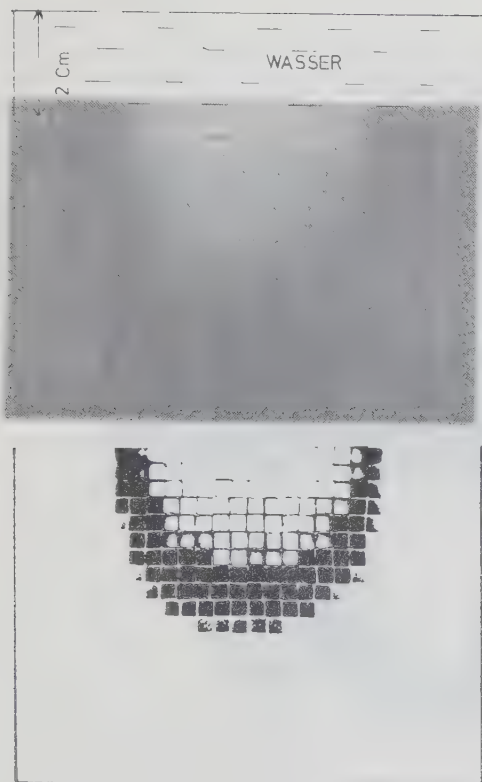
- a. Positives Bild des Radiogramms (Leeraufnahme)
- b. 80%-Isodosenkurve bei Bestrahlung mit 15-MeV-Elektronen im Plexiglas

ABB.18



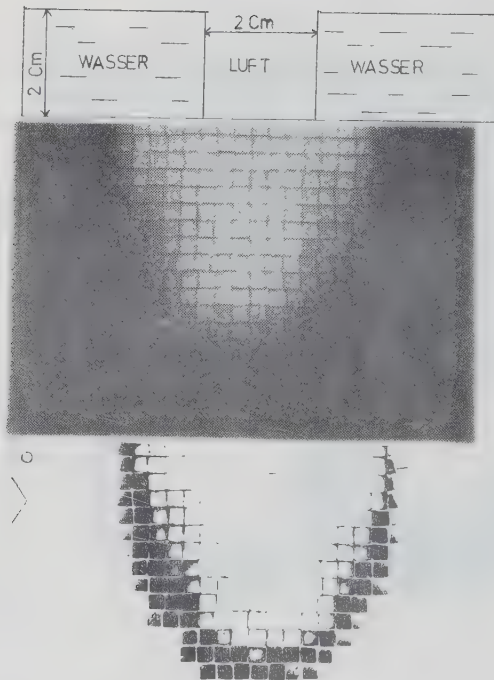
Radiogramm und 80%-Isodosenkurve bei Bestrahlung von einem Behälter, der 1 cm hoch mit Wasser gefüllt war

ABB. 19



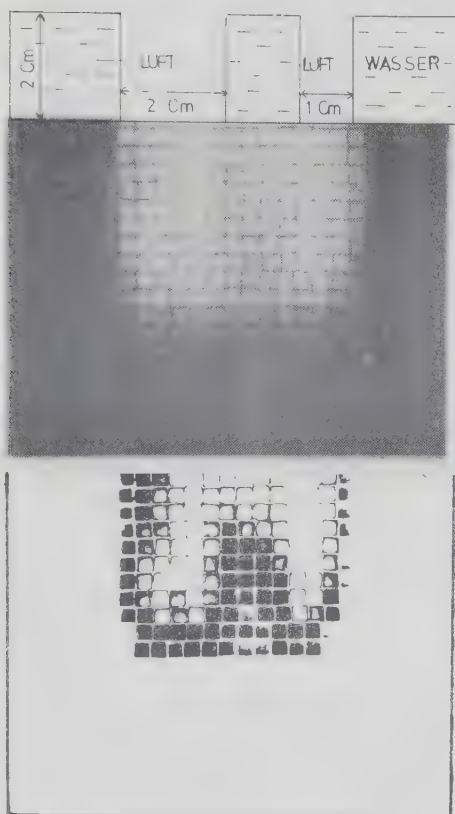
Radiogramm und 80%-Isodosenkurve bei Bestrahlung von einem Behälter, der 2 cm hoch mit Wasser gefüllt war

ABB. 20



Radiogramm und 90%-Isodosenkurve bei Bestrahlung von
zwei nebeneinander befindlichen, verschiedenen Medien

ABB. 21

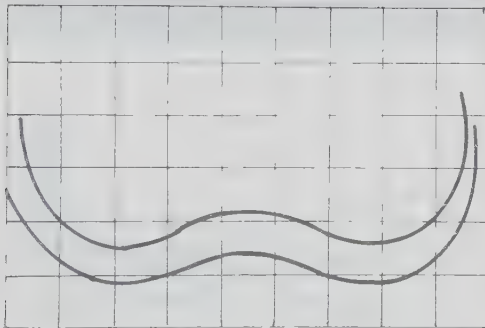
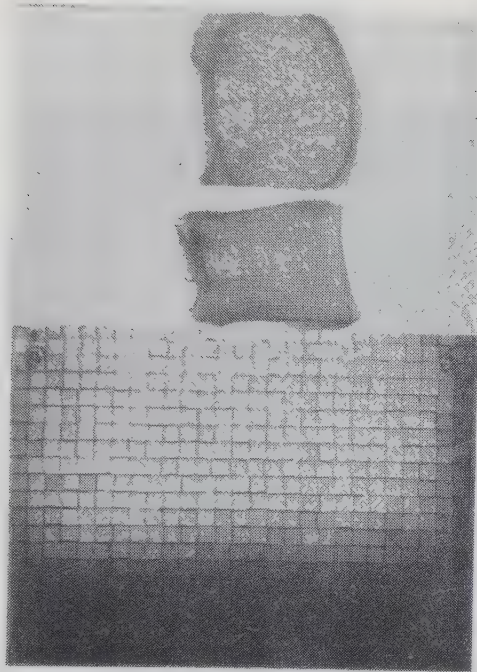


Radiogramm und 100%-Isodosenkurve bei Bestrahlung von
zwei Medien in der Anordnung der obigen Zeichnung

die Dosisverteilung differenzierter. Wird ein Objekt aus zwei Medien - hier Wasser und Luft (ABB. 20) - unter sonst gleichen Bedingungen bestrahlt, kommt es an der Grenze der zwei benachbarten Medien zur Stufenbildung in der Isodosenkurve.

Sowohl bei der Bestrahlung des Phantoms nach Abbildung 20, als auch bei der Anordnung der Medien in Abbildung 21 - von deren Radiogramm liegt die 100%-Isodosenkurve vorstellte ich fest, daß hinter dem dichteren Medium - hier Wasser - infolge der Streuung der Elektronen eine Verminderung der Dosis und damit eine Verkürzung der Reichweite auftritt. In der Umgebung der Inhomogenität, in der sich die Luft befindet, können die Elektronen ohne stärkere Streuung in das Plexiglas eindringen und ihre normale Reichweite von 60 ± 1 bis 2 mm erreichen. Dazu kommen noch die vom Wasser in den lufthaltigen Raum gestreuten Elektronen, so daß eine zusätzliche Dosissteigerung auftritt. Die Erhöhung der Dosis in diesem Bereich beträgt nach meiner Messung etwa 10% und die Verminderung der Dosis hinter dem bestrahlten Wasser ebenfalls rund 10%. Diese Feststellung deckt sich mit den Beobachtungen von BREITLING und VOGEL, die bei der Bestrahlung inhomogener Medien mit schnellen Elektronen eine starke Belastung leichter niederatomiger Gewebe durch benachbartes schweres, höheratomiges bei gleichzeitiger Dosisverminderung in den Randabschnitten des dichten hochatomigen Mediums vorfanden. Bei Bestrahlung von pneumatisierten Knochenstücken - ein menschlicher Wirbelkörper und ein Mittelhandknochen -

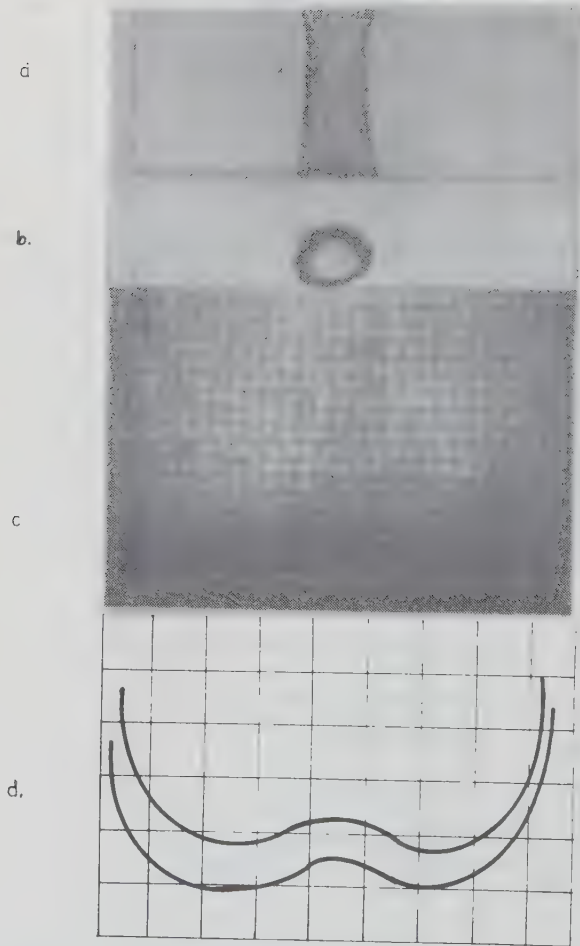
ABB. 22



d.

- a. Positiv der Rö.-Aufnahme des Wirbelkörpers, Aufsicht
 - b. Positiv der Rö.-Aufnahme des Wirbelkörpers, seitlich
 - c. Positiv des Radiogramms
 - d. 60%- und 80%-Isodosenkurven (aufgezeichnet nach den durch SABATTIER-Effekt erhaltenen Äquidensiten)
- Bestrahlungsbedingungen: 15 MeV, Tubus 6x10, Folie 4

ABB. 23



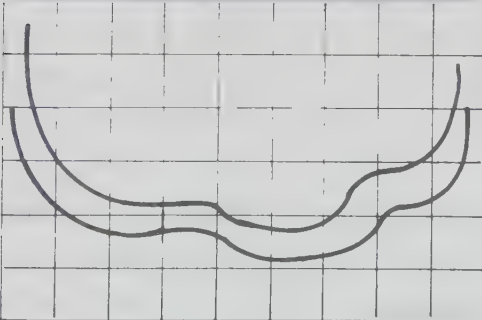
- a. Positiv der Röntgenaufnahme des Mittelhandknochens, in der Aufsicht
 - b. Positiv der Rö-Aufnahme , senkrecht zur Querschnitt
 - c. Positiv des Radiogramms
 - d. 60%- und 80%-Isodosenkurven
- Bestrahlungsbedingungen: 15 MeV, Tubus 6x10, Folie 4

ABB. 24

a.



b.



c.

a. Positiv der seitlichen Röntgenaufnahme des
Wirbelkörpers u. des Mittelhandknochens

b. Positiv des Diagramms

c. 60%- und 80%-Isodosenkurven

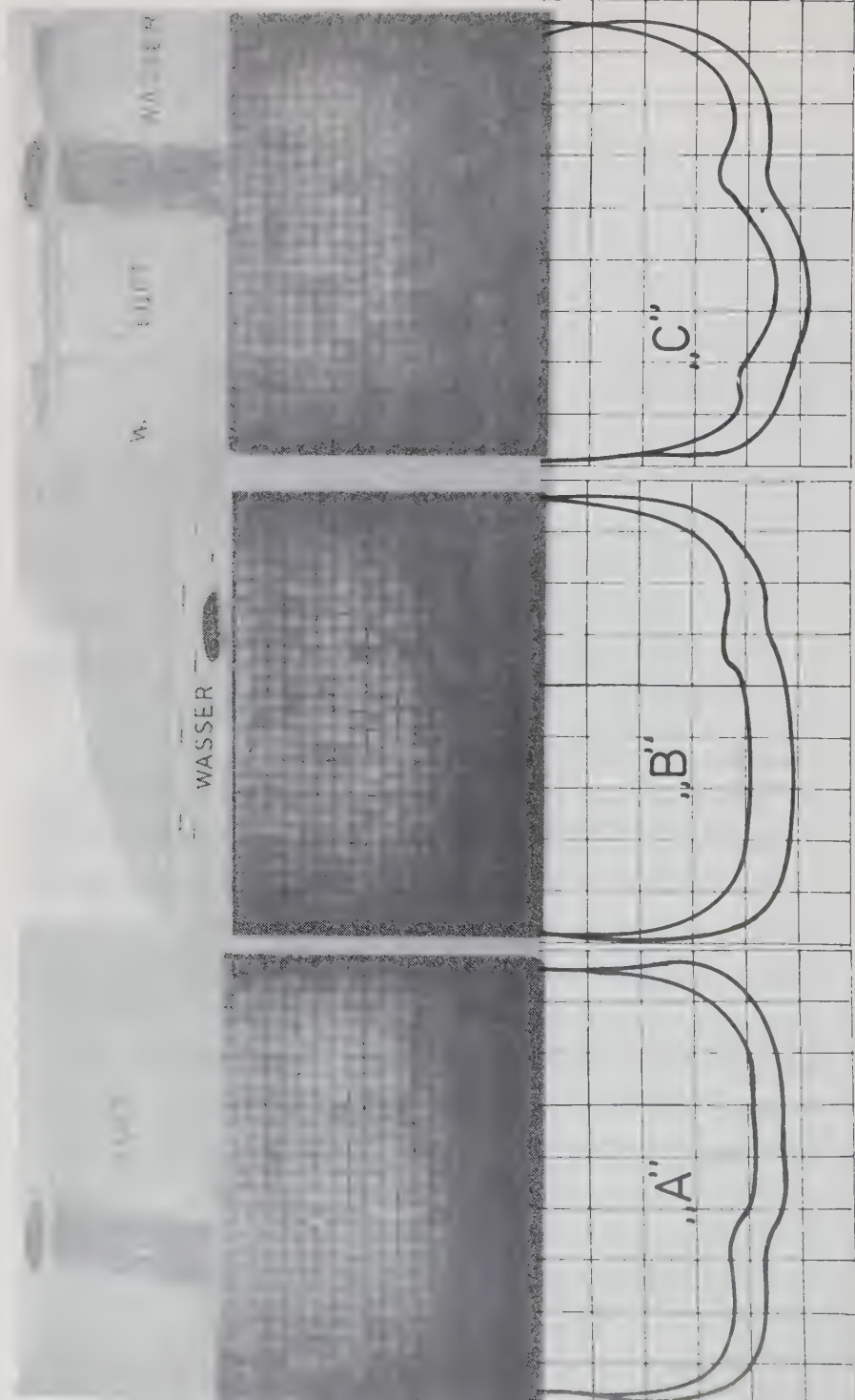
Bestrahlungsbedingungen: 15 MeV, Tubus 6x10, Folie 4

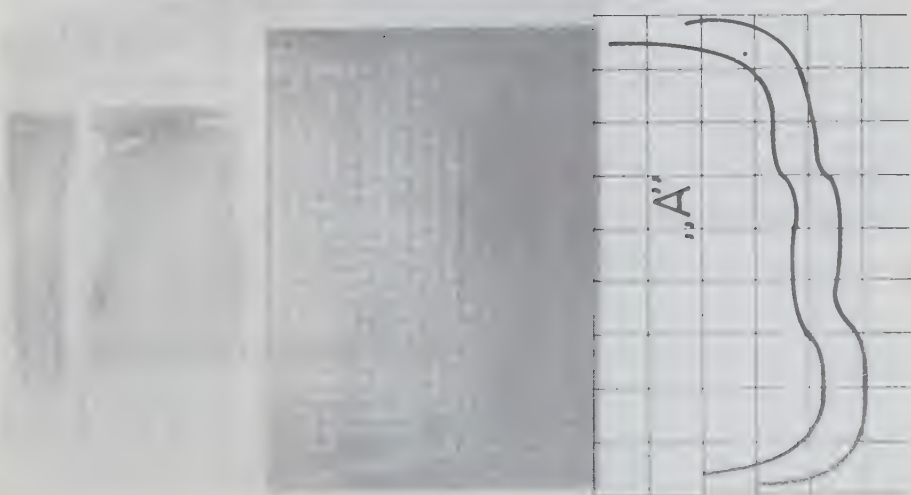
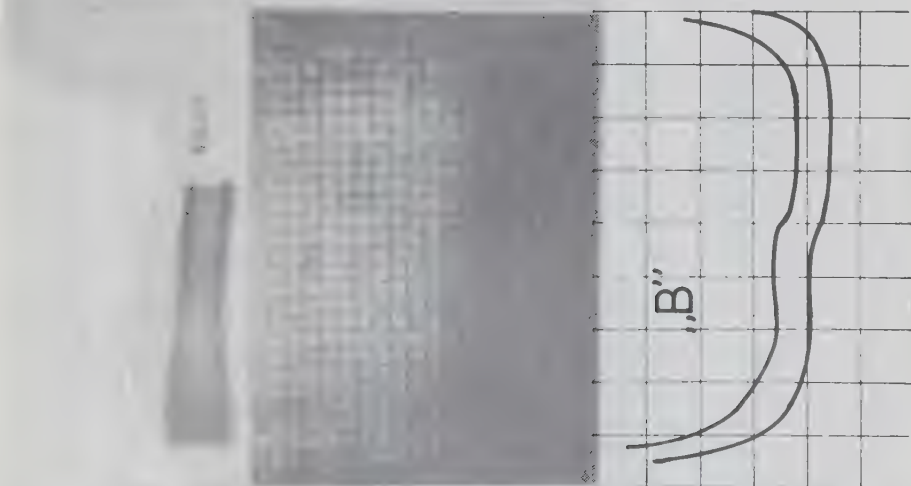
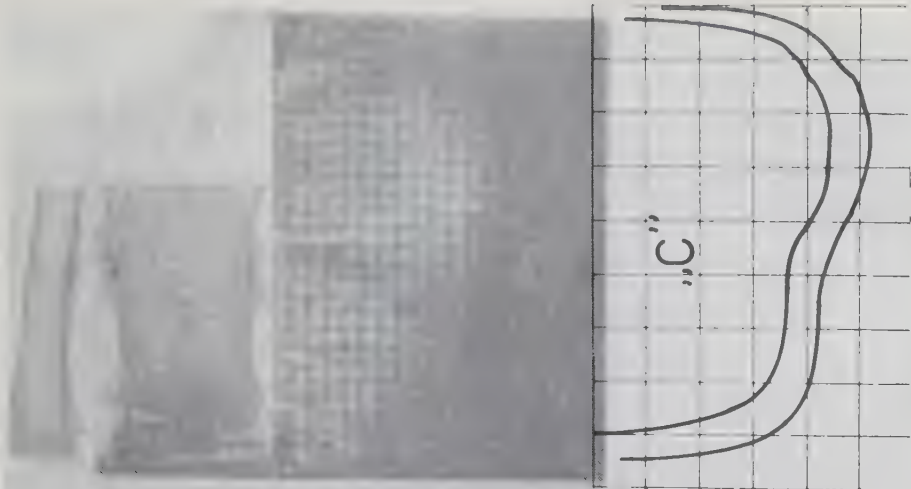
traten die gleichen Erscheinungen auf, nur mit dem Unterschied, daß die Dosisverminderung hinter den bestrahlten Knochenstücken nicht so erheblich ist, wie hinter dem Wasser, weil das weiche Zellgewebe des Knochens, das eine stärkere Absorption der Strahlen bedingt, durch Luft ersetzt ist. Dies bewirkt bereits eine geringere Streuung der Elektronen in das umgebende Gewebe (ABB.22 und 23). In Abbildung 23 sieht man noch einmal eine Verkürzung der Reichweite der Elektronen hinter dem bestrahlten Mittelhandknochen um fast 10 mm und hinter dem Wirbelkörper um 3 mm. Obwohl der Wirbelkörper höher ist als der Mittelhandknochen, ist die Dichte des Mittelhandknochens, wie aus den Röntgenbildern ersichtlich, größer, wodurch die stärkere Verkürzung der Reichweite verursacht wird. Dadurch, daß die Elektronen, die den Knochen durchsetzen, von der festen Masse stärker gestreut werden, kommt es in dem Zwischenbereich zu einer Überhöhung der Dosis und damit zur Verlängerung der Reichweite um 3 bis 4 mm.

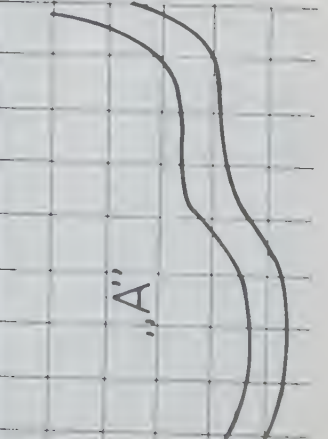
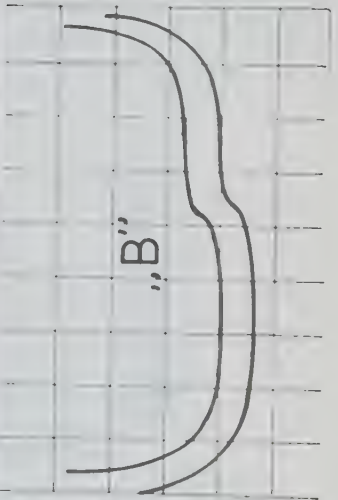
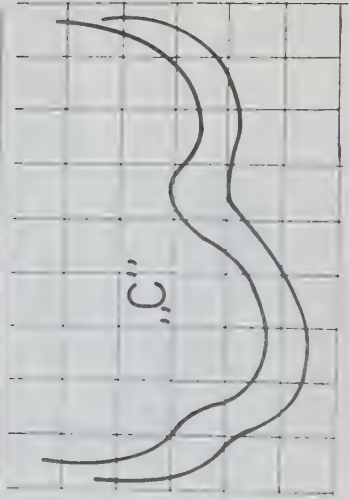
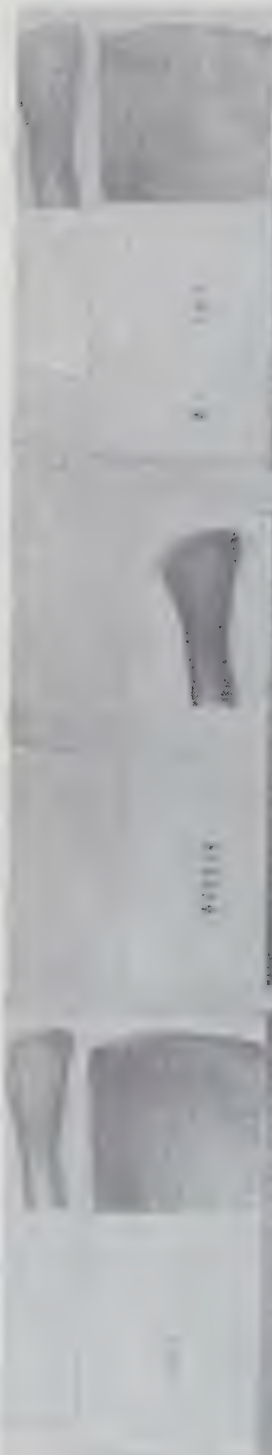
Bei der zweiten Meßreihe handelt es sich um Bestrahlungen von frischen menschlichen Knochenstücken verschiedener Höhe und Zusammensetzung (Dichte) . Es waren ein Knochenstück aus dem Sternum, ein Stück aus der Beckenschaufel und ein Teil einer Rippe von den Sektionsteilen einer an Genital-Carcinom gestorbenen 68-jährigen Frau. Diese Knochenstücke wurden unter den gleichen Bedingungen wie bei den vorherigen Messungen bestrahlt. Die ABB. 25a veranschaulicht die Dosisverteilung hinter einem Stück

der Rippe (4 mm dick). Die 60%- und 80%-Isodosen zeigen eine geringere Dosisverminderung hinter dem Knochen und eine Dosiserhöhung im Umgebungsbereich. In ABB. 25c tritt hinter dem an den Knochen grenzenden Luftbereich eine stärker erhöhte Tiefendosis ein als bei ABB. 25b, da hier die von angrenzendem Wasser gestreuten Elektronen auch noch zu den vom Knochen gestreuten Elektronen kommen. Die Isodosenbilder in den ABB. 25a bis 25c zeigen die 60%- und 80%-Isodosenkurven , die durch Anwendung des SABATTIER-Effektes hergestellt und zur besseren Veranschaulichung auf Papier übertragen sind. Zur Wiedergabe habe ich absichtlich diese beiden Isodosen gewählt, weil sie allein für therapeutische Zwecke von praktischer Bedeutung sind.

Die ABB. 26a , b und c geben die Dosisverteilungen hinter dem Sternum wieder. Der Dosisverlust im Knochen beträgt im 80%-Bereich gegenüber der Leeraufnahme annähernd 10%, bei der 60%-Isodose etwa 20%. Damit tritt eine Belastung des angrenzenden weichen Materials (Wasser, Luft) auf. Auch in den ABB. 27a-c (ein Teil des Beckenschaukelknochens wurde hier bestrahlt) sieht man diesen Effekt, der in einem noch stärkeren Maße zu erkennen ist, als in den vorherigen Fällen, da dieser Knochen einen dichteren Aufbau hat.







Die oben angeführten Ergebnisse bei Bestrahlung inhomogener Medien mit schnellen Elektronen entsprechen den Messungen von SCHITTENHELM. Er fand außerdem, daß infolge der Streuung etwa die gleiche Dosiserhöhung im Knochen selbst zustande kommt wie neben dem Knochen. Auch BREITLING und VOGEL beobachteten bei ihren Messungen Spitzendosen von 120% - 150% in der Knochennähe. Hinter einem Bohrloch im Plexiglas wurde sogar eine Dosisspitze von 180% gemessen.

Die Prüfung dieses Phänomens war mir nicht möglich, da die angewandte Methode es nicht erlaubte, die Dosiserhöhungen direkt neben dem bestrahlten Medium messen zu können. Sofern aber eine Messung der Dosis in der Umgebung des Materials durchführbar war, stellte ich eine Erhöhung der Dosis bis zu 30% fest. Diese Erhöhung entsprach der Höchstschwärzung des Filmes noch im linearen Bereich der Schwärzungskurve. Darüber hinaus habe ich die Schwärzung wegen der Störmöglichkeiten nicht ausgewertet.

Die medizinisch-praktische Bedeutung dieses Verfahrens liegt in der Einfachheit und Genauigkeit der Registrierung der Isodosenkurven, da man durch Nachbildung der gegebenen Verhältnisse bei oberflächennahen Tumoren und Bestrahlung des Phantoms einen genauen Aufschluß über die Dosisverteilung im Tumorgebiet und im benachbarten Gewebe erhält, bzw. die optimale Dosierung festlegen kann.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die Anwendung energiereicher Strahlung bei der Therapie der Tumoren bringt ohne jeden Zweifel große Vorteile mit sich, insbesondere da man bestrebt ist, eine möglichst hohe Dosis an den Krankheitsherd heranzubringen, ohne das umgebende gesunde Gewebe stark zu belasten. Die erfolgreiche Anwendung schneller Elektronen für therapeutische Zwecke setzt aber hinreichende Kenntnisse über die Dosisverteilung im bestrahlten Objekt voraus. Dazu müssen die wichtigen physikalischen Daten und Grundlagen bekannt sein und genau beachtet werden.

Die schnellen Elektronen sind bei Durchdringen der Materie einer Wechselwirkung unterworfen, die durch verschiedene Prozesse bestimmt wird: Die elastische Streuung an den Atomkernen des Absorbers und der Energieverlust, vor allem durch Anregung und Ionisation, bei hohen Energien auch durch Bremsstrahlungserzeugung und Kernprozesse. Das Resultat dieser Wechselwirkung bestimmt bei gegebener Dosis und Dosisleistung die Strahlenwirkung der Elektronen, die außerdem abhängig ist von der Art des bestrahlten biologischen Objektes, der gewählten Testreaktion, sowie von anderen biologischen Parametern.

Um allen diesen Aufgaben der physikalischen Meßtechnik gerecht zu werden, wurden möglichst genaue Verfahren zur Dosimetrie schneller Elektronen ausgearbeitet, von denen das älteste und heute meistgebrauchte die Ionisationskammer-Messung ist. Diese Methode der Ionisationsdosis-

messung beruht auf dem " BRAGG-GRAY'schen Prinzip " und liefert mit Hilfe von Umrechnungsfaktoren, die experimentell bestimmt werden, die Energiedosis in rad.

Weitere Verfahren sind die " Leuchtstoff-Dosimetrie " und die " Thermolumineszenz-Dosimetrie ", die beide Halbleitereigenschaften der Materie zur Dosismessung ausnutzen.

Auch die Dosismessung mit Hilfe photographischer Emulsionen ist oft geprüft und verwendet worden. Zwei Verfahren haben Bedeutung erlangt, das " Schrägfilmverfahren " und das " Parallelfilmverfahren ".

Um die Dosisverteilung im Gewebe zu bestimmen, sind Phantoms substanzen notwendig, die in ihrer Zusammensetzung verschiedenen Gewebsarten des menschlichen Körpers entsprechen. Die Messung der Dosis in diesen " gewebsäquivalenten " Medien kann dann einen Aufschluß über die Dosisverteilung und die Reichweite der Elektronen geben.

HAGEMANN entwickelte ein Plexiglas-Dosimeter, das auf der Ausnutzung des im Plexiglas unter bestimmten Bedingungen erzeugten " CERENKOV-Lichtes " beruht. Das CERENKOV-Licht wird photographisch registriert und ausgewertet.

Dieser Apparat wurde in der vorliegenden Arbeit zu einer Reihe von Untersuchungen und Messungen verwendet, um die bis jetzt gesammelten Erfahrungen und Ergebnisse anderer Methoden der Dosismessung zu prüfen. Vorher wurde an Hand von Vergleichsmessungen und eigenen Untersuchungen die Brauchbarkeit dieses Gerätes festgestellt.

Das Phantom besteht aus einem Gehäuse, in dem eine Reihe von Plexiglasstäbchen ($3 \times 3 \times 40$ mm), an fünf Flächen versilbert, neben- und übereinander geordnet sind. Der Elektronenstrahl, der diese Stäbchen durchsetzt, erzeugt CERENKOV-Licht, das von der sechsten unversilberten Fläche der Stäbchen auf einen dieser Fläche anliegenden photographischen Film projiziert wird. Zur Registrierung des CERENKOV-Lichtes wurde ein extrem feinkörniger Film gewählt, der ein Auflösungsvermögen von 200 Linien pro Millimeter hatte und dessen Schwärzungskurve linear im Bereich einer Schwärzung von 0,1 bis 1,2 war.

Meine Grundlagenmessungen mit Plexiglas-Filmdosimeter zur Prüfung der Anwendbarkeit des Gerätes zur Dosismessung und Bestimmung der Dosisverteilung in homogenen und inhomogenen Medien sind mit den vorliegenden Messungen durch Ionisationskammern verglichen worden. Es bestand eine Differenz von ± 1 bis 3%.

Die Tiefendosiskurven unter verschiedenen Bestrahlungsbedingungen wurden durch Anwendung des sogenannten " SABATTIER-Effektes " hergestellt.

An Hand von Messungen im Plexiglas, Wasser und durchstrahlten menschlichen Gewebsteilen wurde die Dosisverteilung hinter diesen Medien bestimmt und auf Grund der dabei gewonnenen Ergebnisse zur Frage der Dosisverteilung bei Verwendung schneller Elektronen zur Behandlung von Tumoren Stellung genommen.

VII. LITERATURVERZEICHNIS

1. BECKER, J. : Strahlentherapie Band 106, S. 85 /1958
"Klinische Erfahrungen mit ultraharten
Röntgenstrahlen und schnellen Elektro-
nen"
2. BREITLING, G. : Betatron und Telekobalttherapie, 1958
"Rückstreuung von Elektronen in
verschiedenen Medien"
3. BREITLING, G. : Strahlentherapie Band 122, S. 321 /1963
VOGEL, K. H. "Dosisverteilung bei Bestrahlung
inhomogener Medien mit schnellen
Elektronen"
4. DUTREIX, J. M. : Betatron und Telekobalttherapie, 1958
"Mesure par films de la distribution
en profondeur de la dose pour les
elektrons de haute energie"
5. GOTTSTEIN, K. : Naturwissenschaften Band 46 / 1959
"Vergleiche der Instrumente zur
Dosismessung"
6. HAGEMANN, G. : Zeitschrift für angewandte Physik,
Band 20, 1. Heft, S. 83 / 1965
"Die Änderung des relativen linearen
Energietransfer mit der Eindringtiefe
von 14 MeV-Elektronen im Plexiglas"

7. HARDER, D. : Biophysik I, Heft 4 / 1964
"Physikalische Grundlagen zur relativen
biologischen Wirksamkeit verschiedener
Strahlenarten"
8. HARDER, D. : Strahlentherapie Band 115, S. 1 / 1961
HARIGEL, G. "Bahns Spuren schneller Elektronen"
SCHULTZE, K.
9. HUG, O. : Biophysik I, Heft 4 / 1964
"Die relativ biologische Wirksamkeit
schneller Elektronen"
10. MARKUS, B. : Strahlentherapie Band 116, S.280 /1961
"Energiebestimmung schneller Elektronen
aus Tiefendosiskurven"
11. MARKUS, B. : Strahlentherapie Band 123, S.350 /1964
"Beiträge zur Entwicklung der Dosi-
metrie schneller Elektronen"
12. PALEANI - : Strahlentherapie Band 121, S.6 / 1963
VETTORIE, P. G. "Untersuchungen über die Störstrahlung
PIGORINI, F. um ein Betatron während der Bestrahlung
mit schnellen Elektronen"
13. PETERS, K. : Strahlentherapie Band 122, S.83 / 1963
BREITLING, G. "Biologische Studien zur Energie-
übertragung hochenergetische Elektronen"
14. POHLIT, W. : "Dosimetrie zur Betatrontherapie"
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1965

15. POHLIT, W. : Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgen-
Strahlen, Band 93, S. 631 / 1960
"Dosisverteilung in inhomogenen Medien
bei Bestrahlung mit schnellen Elektronen"
16. RAKOW, A. : Argomenti di radioterapia con alte
energie, 1961
"Isodosenkurven bei Co-60 Bewegungsbe-
strahlung mit einer billigen photo-
graphischen Methode"
17. SCHITTENHELM, R.: Argomenti di radioterapia con alte
energie, 1961
"Physikalische Probleme bei der Anwen-
dung von Elektronenstrahlung in der
Tumorthherapie"
18. SCHITTENHELM, R.: Strahlentherapie, Band 116, S. 39/1961
"Physikalischer Vergleich der Therapie
mit energiereichen Elektronen"
19. WIEDERÖE, R. : Strahlentherapie, Band 114, S. 55/1961
"Physikalischer Vergleich der Therapie
mit energiereichen Elektronen und ultra-
harten Strahlen"
20. WIEDERÖE, R. : Strahlentherapie, Band 113, S. 161/1960
"Physikalische Untersuchungen zur Thera-
pie mit hochenergetischen Elektronen-
strahlen"

Herrn Professor Dr. Heß und Herrn Professor Dr. Stender möchte ich für die Überlassung des Themas und die hilfsbereite Betreuung herzlich danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Professor Dr. Hagemann, dessen Plexiglas-Dosimeter ich zur Durchführung der Messungen benutzen durfte und der mir immer mit seinem Rat zur Seite stand.

LEBENS LAUF

Am 20.4.1939 wurde ich als Sohn des Allgemeinarztes Elias Khoschlessan und dessen Ehefrau Sibia , geb. Schabati in Kaschan/Iran geboren.

Nach sechsjährigem Besuch der Volksschule Ettehad in Kaschan ging ich nach Teheran, um dort das Gymnasium zu absolvieren. Dies geschah in der Oberschule Firus-Bahram , wo ich im Juli 1957 die Abiturprüfung im naturwissenschaftlichen Zweig bestand.

Im April 1958 kam ich in die Bundesrepublik Deutschland und im Sommersemester des gleichen Jahres begann ich , an der Philipps-Universität Marburg Medizin zu studieren. Das medizinische Staatsexamen bestand ich am 2.4.1966. Die zweijährige Medizinalassistentenzeit verbrachte ich an der HNO-Klinik Marburg, am Stadtkrankenhaus Neuwied und am Elisabeth-Krankenhaus Neuwied.

Am 1. Juli 1968 begann meine Ausbildung zum Facharzt für Geburtshilfe und Gynäkologie am St.-Elisabeth-Krankenhaus in Neuwied. Nach sechsmonatiger Unterbrechung - vom 1.1.72 bis 30.6.72 war ich vertretungsweise in einer Allgemeinpraxis tätig - setzte ich die Ausbildung am Kreiskrankenhaus Bernkastel-Kues fort.

Am 23. August 1973 erhielt ich von der Bezirksärztekammer Trier die Anerkennungsurkunde zum Facharzt für Gynäkologie und Geburtshilfe.

Yaghoub Khoschlessan

VERZEICHNIS MEINER AKADEMISCHEN LEHRER

Botanik: Prof. Pirson

Zoologie: Prof. Seidel

Chemie: Prof. Dimroth , Prof. Mahr

Physik: Prof. Walcher , Prof. Vogt

Anatomie: Prof. Niessing , Prof. Petry , Prof. Rohen

Physiologie: Prof. Hensel

Physiologische Chemie: Prof. Bücher , Prof. Schmitz

Innere Medizin: Prof. Bock, Prof. Martini, Prof. Schölmerich

Prof. Löhr, Prof. Nieth, Prof. Hamm

Chirurgie: Prof. Schwaiger, Prof. Streicher, Prof. Rodeck

Gynäkologie: Prof. Huber, Prof. Würterle, Prof. Buchholz

Pädiatrie: Prof. Linneweh, Prof. Bickel

Pathologie: Prof. Gedigk

Pharmakologie: Prof. Schmid , Prof. Siess

Hygiene: Prof. Siegert, Prof. Hornung

Strahlenheilkunde: Prof. du Mesnil, Prof. Stender

Dermatologie: Prof. Braun-Falco

Psychiatrie und Neurologie: Prof. Jacob, Prof. Spiegelberg

Orthopädie: Prof. Exner

Ophthalmologie: Prof. Straub, Prof. Neubauer

Rechtsmedizin: Prof. Schleyer

Geschichte der Medizin : Prof. Mann

HNO-Heilkunde: Prof. Berendes, Prof. Beckmann

Zahn- und Kieferheilkunde: Prof. Heuser

ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel :

„Untersuchungen zur Dosisverteilung schneller Elektronen des Betatrons in homogenen und inhomogenen Medien“

in der Strahlenklinik Marburg mit Unterstützung durch die Herren Professoren Dr. Stender und Dr. Heß sowie Herrn Diplom-Physiker Hagemann ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe .

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den 25. März 1974

Yaghaul Khoschlesan



